



Možnosti detekce a vyhodnocení chrápání

Bakalářská práce

Studijní program: B3944 – Biomedicínská technika
Studijní obor: 3901R032 – Biomedicínská technika
Autor práce: **Denisa Vlková**
Vedoucí práce: Ing. Martin Kysela





Options of detection and evaluation of snore

Bachelor thesis

Study programme: B3944 – Biomedical Technology
Study branch: 3901R032 – Biomedical Technology

Author: **Denisa Vlková**
Supervisor: Ing. Martin Kysela



ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

(PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení: **Denisa Vlková**
Osobní číslo: **Z12000023**
Studijní program: **B3944 Biomedicínská technika**
Studijní obor: **Biomedicínská technika**
Název tématu: **Možnosti detekce a vyhodnocení chrápání**
Zadávající katedra: **Ústav zdravotnických studií**

Z á s a d y p r o v y p r a c o v á n í :

Cíle práce:

Nastudovat problematiku detekce chrápání.

Seznámit se s principy dostupného přístrojového vybavení a algoritmizace současných diagnostických postupů.

Ověřit vybrané možnosti pomocí dostupného přístrojového vybavení.

Ověřit možnosti zpracování a vyhodnocování dat z realizovaných měření.

Teoretická východiska:

Snaha vytvořit bezkontaktní systém snímání.

Snaha vytvořit snadný hodnotící algoritmus.

Výzkumné otázky:

Rešerše nejsou k dispozici, vychází se přímo z komplikací, se kterými se při detekci chrápání setkáváme.

Metoda: Kvantitativní.

Technika práce, vyhodnocení dat:

Realizace technické konstrukce pro měření, provedení měření vstupních dat, algoritmické úpravy a hodnocení signálu.

Místo a čas realizace výzkumu:

Spánková laboratoř Technické univerzity v Liberci (budova L), říjen/listopad 2014.

Vzorek:

Předmětem výzkumu je hledání nových možností bezkontaktní monitorace chrápání u pacientů, důraz je dáván na technický přípravek a algoritmické vyhodnocení naměřených signálů.

K monitoraci pro náš účel dostačují 2, 3 respondenti.

Rozsah grafických prací:

Rozsah pracovní zprávy: 50 - 70 stran

Forma zpracování bakalářské práce: tištěná/elektronická

Seznam odborné literatury:

BRTNÍK, B., MATOUŠEK D. Algoritmy číslicového zpracování signálů. Praha, BEN, 2011.

ĎAĎO, S., KREIDL, M. Měřicí převodníky fyzikálních veličin. Praha, Skriptum ČVUT FEL, 1990.

LEFEBVRE, E., MOREAU, R. Snoring: Causes, diagnosis and treatment. Nova science pub inc, 2011.

ROZMAN, J. a kolektiv. Elektronické přístroje v lékařství. Praha, Academia, 2006, ISBN: 80-200-1308-3.

HOŘEJŠÍ, J. - překladatel. Lidské tělo: srozumitelný a zevrubný průvodce po strukturách a funkcích lidského organismu. Praha, Cesty, 1996, ISBN: 80 - 7181-093-2.

BRTNÍK, B. Číslicové systémy. Praha, BEN, 2011.

ĎAĎO, S. Senzory a měřicí obvody. Praha, Vydavatelství ČVUT, 1999.

ĎAĎO, S. Analogové a číslicové měřicí přístroje II. Praha, ČVUT, 1980.

Vedoucí bakalářské práce:

Ing. Martin Kysela


Ústav mechatroniky a technické informatiky

Datum zadání bakalářské práce: 10. července 2015

Termín odevzdání bakalářské práce: 30. dubna 2016


prof. Dr. Ing. Zdeněk Kůs
rektor




Mgr. Marie Froňková
pověřena vedením ústavu

V Liberci dne 13. listopadu 2015

Studentka
Denisa VLKOVÁ
Z12000023
17. listopadu 584
460 15 LIBEREC 15

Vyřizuje: Zuzana Janošíková / 485 353 762

V Liberci dne 10. července 2015
č.j.: 15/8515/026667-02

Vyjádření k žádosti o ponechání tématu a prodloužení termínu odevzdání bakalářské práce

Vážená studentko,

na základě Vaší žádosti ze dne 9. 7. 2015, zaevidované pod č.j.: 15/8515/026667-01, Vám sděluji, že **souhlasím** s ponecháním tématu bakalářské práce „Možnosti detekce a vyhodnocení chrápání“ a prodloužením termínu odevzdání do 30. 4. 2016.

S pozdravem



Mgr. Marie Froňková
pověřena vedením ústavu

Technická univerzita v Liberci
Ústav zdravotnických studií
Studentská 2, 461 17 Liberec 1



Prohlášení

Byla jsem seznámena s tím, že na mou bakalářskou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb., o právu autorském, zejména § 60 – školní dílo.

Beru na vědomí, že Technická univerzita v Liberci (TUL) nezasahuje do mých autorských práv užitím mé bakalářské práce pro vnitřní potřebu TUL.

Užiji-li bakalářskou práci nebo poskytnu-li licenci k jejímu využití, jsem si vědoma povinnosti informovat o této skutečnosti TUL; v tomto případě má TUL právo ode mne požadovat úhradu nákladů, které vynaložila na vytvoření díla, až do jejich skutečné výše.

Bakalářskou práci jsem vypracovala samostatně s použitím uvedené literatury a na základě konzultací s vedoucím mé bakalářské práce a konzultantem.

Současně čestně prohlašuji, že tištěná verze práce se shoduje s elektronickou verzí, vloženou do IS STAG.

Datum: 4.12.2015

Podpis: Denisa Vlček

Poděkování:

Obrovské poděkování dlužím v první řadě své rodině. Za to, že měli se mnou trpělivost, dávali mi možnost nastudovat dílčí problematiku a byli ochotni věnovat mi psychickou podporu a důvěru. Srdečné děkuji samozřejmě patří mému vedoucímu bakalářské práce Ing. Martinu Kyselovi a nenahraditelné konzultantce Bc. Vendule Tomešové za odborné vedení, připomínky, rady i pochvaly. Za konzultace ohledně zpracování signálu dlužím vřelé poděkování Ing. Michaelle Kuchařové a za motivační přípravu prof. Ing. Aleši Richterovi, CSc.

ANOTACE

JMÉNO A PŘÍJMENÍ AUTORA:	Denisa Vlková
INSTITUCE:	UZS – Biomedicínská technika
NÁZEV PRÁCE:	Možnosti detekce a vyhodnocení chrápání
VEDOUCÍ PRÁCE:	Ing. Martin Kysela
POČET STRAN:	86
POČET PŘÍLOH:	6
ROK OBHAJOBY:	2016
ANOTACE:	Práce má za úkol zabývat se problematikou detekce a vyhodnocení chrápání bezkontaktním způsobem. Zahrnuje seznámení se signálem chrápání jako projev nemoci, jeho detekci za pomoci akustických senzorů, metodiku příslušného zpracování dle dostupných znalostí, dále obsahuje algoritmizaci a následné nastínění hodnocení celého procesu. Cílem práce je ověřit vybrané možnosti pomocí dostupného přístrojového vybavení, možnosti zpracování a vyhodnocování dat z realizovaných měření.
KLÍČOVÁ SLOVA:	chrápání, signál, biosignál, monitorace, detekce, algoritmizace, zpracování, senzor, mikrofon, počet průchodů nulou, spektrogram, energie

ANNOTATION

NAME AND SURNAME:	Denisa Vlková
INSTITUTION:	UZS – Biomedical technology
TITLE:	Options of detection and evaluation of snore
SUPERVISOR:	Ing. Martin Kysela
PAGES:	86
APPENDIX:	6
YEAR:	2016
ANNOTATION:	<p>This work is made to deal with the issue of detection and evaluation of snore in a way of contactless method. It includes familiarization with a snoring signal as the manifestation of the disease, detection by an acoustic sensor, the appropriate processing methodology based on available knowledge, algorithmization and outline ratings of the process. The purpose of this pidgin is to verify selected options using the available instrumentation, data processing and evaluation of the implemented measurements.</p>
KEY WORDS:	<p>snoring, signal, biosignal, monitoring, detection, algorithmization, elaboration, sensor, microphone, Zero Crossing Rate, spectrogram, energy</p>

OBSAH

SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK	12
I ÚVOD	14
II TEORETICKÁ ČÁST	15
1 PROČ DETEKOvat CHRÁPÁNÍ.....	15
1.1 Syndrom spánkové apnoe	15
1.2 Zvuk a řeč.....	15
1.3 Diagnostika syndromu spánkového apnoe	16
2 DETEKCE SIGNÁLU	17
2.1 Signál, biosignál a jejich vlastnosti	17
2.2 Rozdělení biosignálů.....	17
2.3 Artefakty biosignálů.....	18
2.4 Senzory a jejich rozdělení	19
2.5 Akustické senzory	19
2.6 Mikrofon a jeho vlastnosti	20
2.7 Typy mikrofonů	21
3 ZPRACOVÁNÍ SIGNÁLU	23
3.1 Úvod ke zpracování signálu	23
3.2 Vzorkování, kvantování	23
3.3 Základní veličiny reálných signálů	24
3.4 Filtrace	25
3.5 Fourierova transformace	26
III VÝZKUMNÁ ČÁST.....	28
4 CÍLE A VÝZKUMNÉ PŘEDPOKLADY	28
4.1 Cíle	28
4.2 Výzkumné předpoklady	28
5 METODIKA ZPRACOVÁNÍ SIGNÁLU CHRÁPÁNÍ	29
5.1 Signál chrápání.....	29
5.2 Charakteristika signálu.....	29
5.3 Nahrávání chrápání	30
5.3.1 Použité mikrofony	30
5.3.2 Vyobrazení nahraných signálů	32
5.4 Detekce a zpracování signálu.....	34
5.4.1 Načtení signálu a jeho vykreslení.....	35

5.4.2	Segmentační subsystém	35
5.4.3	Energie signálu.....	37
5.4.4	Práh počtu průchodů nulou a energie	37
5.4.5	Spektrogram	38
6	VÝSLEDKY ZPRACOVÁNÍ SIGNÁLU	40
6.1	ZCR a energie	40
6.2	Spektrogram	47
6.3	Klasifikace signálu chrápání	56
7	VYHODNOCENÍ SIGNÁLU CHRÁPÁNÍ	63
8	DISKUZE.....	65
9	NÁVRH DOPORUČENÍ PRO PRAXI	66
IV	ZÁVĚR	67
V	SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY	68
	SEZNAM OBRÁZKŮ	71
	SEZNAM TABULEK.....	72
	SEZNAM PŘÍLOH.....	73
A	Obsah přiloženého DVD	74
B	Směrová charakteristika mikrofonu	75
C	Datasheet k dynamickému mikrofону Shure SM58	77
D	Zdrojový kód algoritmů ze skriptu programu MATLAB®	78
E	Obrázky z teoretické části	80
F	Pokračování ve výzkumu	86

SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

AM	Amplitudová modulace
ASK	Amplitudová digitální modulace (Amplitude Shift Keying)
dB	Decibel (jednotka měření hladiny intenzity zvuku)
DFT	Diskrétní Fourierova transformace (Discrete Fourier Transformation)
DP	Dolní propust
E	Energie
EEG	Elektroencefalogram
EKG	Elektrokardiogram
EMG	Elektromyogram
ENG	Elektronystagmogram
ERG	Elektroretinogram
FFT	Rychlá Fourierova transformace (Fast Fourier Transformation)
FIR	Filtr s konečnou impulzní odezvou (Finite Impulse Response)
FM	Frekvenční modulace
FP	Fázový posouvač
F _s	Vzorkovací frekvence
FT	Fourierova transformace (Fourier Transformation)
Hz	Hertz (základní jednotka frekvence)
HP	Horní propust
IDFT	Inverzní diskrétní Fourierova transformace (Inverse Discrete Fourier Transformation)
IIR	Filtr s nekonečnou impulzní odezvou (Infinite Impulse Response)
kHz	Kilohertz (jednotka frekvence)
LTI	Lineární časově nezávislý systém (Linear Time-Invariant)
m/s	Metr za sekundu (jednotka rychlosti)
MHz	Megahertz (jednotka frekvence)
Pa	Pascal (jednotka tlaku)
PAM	Pulzně-amplitudová modulace (Pulse Amplitude Modulation)
PC	Osobní počítač (Personal Computer)
PM	Fázová modulace
PP	Pásmová propust

PWM	Pulzně-šířková modulace (Pulse Width Modulation)
PZ	Pásmová zadrž
T	Práh (Threshold)
Te	Práh energie
TUL	Technická univerzita v Liberci
Tz	Práh počtu průchodů nulou
UZS	Ústav zdravotnických studií
ZCR	Počet průchodů nulou (Zero Crossing Rate)

I ÚVOD

Spánek je zatím ne zcela dobře prostudovanou oblastí projevů lidského těla a nese spoustu záhad v chování a reakcích člověka během něj. Spekulace se točí nejen okolo snění a náměsíčnosti, ale také třeba kolem případných nemocí. Do takové skupiny projevů například, možná překvapivě, patří i prosté chrápání. Chrápání samotné je pro spoustu lidí jen přirozený jev, který se u někoho vyskytne a u někoho ne. Bývá označen za rušivý element především u lidí, kteří si potrpí na naprostém klidu během spánku. Každopádně málokdo už chrápání vnímá jako příznak nemoci a ještě méně lidí se jím více zabývá.

Nejen, že je v současné době chrápání chápáno jako projev nemoci, ale také je zaznamenáváno a detekováno. Existují i specializovaná měření, která zahrnují různé systémy detekce a vyhodnocení chrápání s různou spolehlivostí. Každý systém má své výhody i nevýhody. Bezkontaktní způsob záznamu se jeví jako nejvýhodnější. Je komfortnější a předchází komplikacím a vzniku artefaktů způsobeným volnými pohyby pacienta nebo možnostmi připojení dalších čidel. Co se týče zpracování signálu a jeho vyhodnocení, dané algoritmy nejsou jednoduché, jasné dané a navíc ne vždy zcela spolehlivé. Problém bývá nejen v nahrávání, ale také v samotné povaze signálu, kdy je těžké rozlišit chrápání od jiných přirozených zvukových signálů, jako je například kašlání či obyčejná mluva. Z tohoto důvodu je žádoucí, aby se výzkumy v oblasti chrápání prohlubovaly a přinášely zdokonalování při detekci a vyhodnocení.

II TEORETICKÁ ČÁST

1 PROČ DETEKOVAT CHRÁPÁNÍ

1.1 Syndrom spánkové apnoe

Poruchami dýchání ve spánku se myslí klinický termín zahrnující primární chrápání, tedy syndrom odporu horních dýchacích cest a spánkové apnoe. Tyto syndromy spadají do spektra patofyziologických stavů a nepostihují fyzickou stránku člověka. Ovšem nesmíme opomenout, že i samotné chrápání je projevem onemocnění.

Spánkové apnoe představuje nepoměr mezi svalovým napětím a dilatací hltanu během spánku. Síla nádechu a tlak příslušných obklopujících tkání jsou příliš vysoké, oproti tomu svalové napětí v hltanu zase příliš nízké. Tato nerovnováha způsobuje potlačení dýchání až zástavy dechu, tzv. apnoické pauzy.

Syndrom odporu horních dýchacích cest se objevuje při absenci zjistitelného apnoe. Spolu se spánkovým apnoe mají nevalný vliv na kvalitu života. Symptomem může být přerušované chrápání, ospalost, snížení intelektuálního výkonu, impotence, bolesti hlavy po ránu či noční pomočování. [8, 13, 17]

Anatomické uložení jednotlivých struktur dýchacích cest je názorně ukázán na obrázku s číslem 1 v příloze E. [1, 9]

1.2 Zvuk a řeč

Řeč je jedním z nejdůležitějších komunikačních prostředků.

Pro vytvoření zvukových vjemů využívá hrtan proud vdechovaného a vydechovaného vzduchu. Ve středu hrtanu jsou dva tuhé hlasívkové vazy, které vyrůstají z jeho vnitřních stěn. Každý z nich je dlouhý 8 mm. Mezi těmito vazy je úzký otvor, který slouží k průchodu vzduchu při klidném dýchání. Ke specifickým zvukům dochází speciální spoluprací mozku s plícemi a hlasívkami, což vyúsťuje ve schopnost komunikace.

Při plánovaném hlasovém projevu, tedy fonaci, jsou hlasivkové vazy přiblíženy k sobě pomocí svalů a chrupavek a procházející vzduch vytváří drobné vibrace, z kterých vznikají zvukové vlny. Postavení hlasivek při dýchání i hlasovém projevu je zobrazeno na obrázku 2 v příloze E. [1, 16]

1.3 Diagnostika syndromu spánkového apnoe

Standardem pro diagnostické vyšetření chrápání je polysomnografie. Je to moderní vyšetřovací metoda, která zahrnuje celonoční snímání dýchání, EKG a EEG křivky, srdeční frekvence, průtoku vzduchu nosem, dále zaznamenávání očních, hrudních i břišních pohybů včetně polohy, aktivity svalů na bradě a saturace hemoglobinu kyslíkem. Výsledkem snímání je určení příčiny a také charakteru poruch dýchání ve spánku nebo jiných neobvyklých poruch spánku.

Celý proces je neinvazivní. Na tělo pacienta se přilepí měřicí elektrody a senzory a pacient se poté napojí na monitorovací přístroj, který je celou noc v provozu. Vyšetření je natáčeno na video pro kontrolu chování pacienta. [8, 17, 18, 32]

Polysomnografie ve Spánkové laboratoři ovšem zahrnuje nespolehlivý systém detekce chrápání kontaktním způsobem, kdy na tělo pacienta je přilepen příslušný mikrofon v oblasti krku. Tento způsob snímání lze vyhodnotit nespolehlivým možná právě díky rušení vlivem kontaktu mikrofonu s pokožkou pacienta a také kabelovým vedením mezi pacientem a polysomnografem. Toto vedení je tedy ovlivněno jakýmkoli pohybem pacienta na lůžku během spánku.

Záznam polysomnografie přímo z příslušného softwaru je vidět na obrázku č. 3 v příloze E.

2 DETEKCE SIGNÁLU

2.1 Signál, biosignál a jejich vlastnosti

Pojem signál je chápán jako jev fyzikální, chemické, biologické, ekonomické či jiné materiální povahy. Nese informaci o stavu systému, který ho generuje. V případě zdroje ve formě živých organismů se potýkáme s pojmem biosignál, a to bez ohledu na podstatu nosiče informace. [2, 10, 11, 12]

Signál je z hlediska grafického znázornění charakterizován amplitudou a doménou. Amplituda je závislý parametr, který charakterizuje maximální hodnotu sledované veličiny a zastupuje hodnoty osy y . Na ose x rozlišujeme doménu, jejíž charakter závisí na sledované nezávisle proměnné.

Ze základní roviny signály dělíme na vektorové nebo skalární, deterministické nebo stochastické (náhodné), spojité (analogové) či diskrétní (digitální). Analogové se mohou dále dělit na elektrické, mechanické, akustické či fyzikální. [11, 24, 25]

2.2 Rozdělení biosignálů

Z hlediska odvození biosignálů od měřených veličin lze biosignály rozdělit na:

- **Bioelektrické.** Elektrické biosignály vznikají důsledkem elektrochemických dějů na buněčných membránách, tedy uvnitř buněk a mezi nimi. Jsou generovány nervovými a svalovými buňkami, dobře přenášeny vodivým prostředím těla na povrch a měří se neinvazivně. Patří zde například signál EKG, EEG, EMG a evokované potenciály.
- **Bioakustické.** Akustické biosignály získáváme z mnoha fyziologických dějů souvisejících s akustickými signály nebo šumy. Řadí se sem fonokardiografický signál snímající srdeční ozvy a snímání toku krve srdečními chlopněmi. Lze také snímat průtok vzduchu dýchacími cestami v plicích. Příslušnými akustickými signály pak je kašel, chrápání či různé šelesty. V neposlední řadě máme zvukové signály v zažívacím traktu a kloubech.

- **Biomagnetické.** Magnetické biosignály vznikají v důsledku lokálních proudů v magnetických polích některých orgánů pod vlivem akčních potenciálů. Jsou obtížně měřitelné z důvodu rušivých polí a nízkých úrovní intenzit magnetických polí.
- **Bioultrazvukové.** Ultrazvukové biosignály vznikají interakcí ultrazvukového vlnění s tkání biologického organismu. Pomocí ultrazvuku se dá vyšetřovat cévy, vady srdce a břišní orgány.

Dle podstaty dělíme signály generované lidským organismem na:

- **Spojité:** EKG, ERG, rychlost průtoku krve.
- **Diskrétní:** ENG, variabilita srdečního rytmu. [2, 10, 12]

2.3 Artefakty biosignálů

Artefakty jsou části záznamu, které nemají fyziologický původ ve vyšetřované části těla. Jsou to tedy nepřesnosti měření. Vyskytují se v průběhu vedení signálu z pacienta do aparatury v závislosti na nedokonalostech či rušení.

Máme dvě základní skupiny artefaktů, do kterých jednotlivé nepřesnosti řadíme.

Technické artefakty jsou vázány na zpracování záznamů. Jedná se o různá rušení a specifika jednotlivých metod. Patří zde:

- **Elektrostatické potenciály.** Ty vznikají na základě špatných kontaktů elektrod, vysycháním gelu nebo elektrostatickým výbojem.
- **Rušení elektrovodnou sítí.** Je to rušení, které způsobují kapacitní vazby nebo elektromagnetická indukce.
- **Impulsní rušení.** Toto rušení způsobují spínané zdroje nebo číslicové obvody.
- **Rušivá elektromagnetická pole.** Rušivá elektromagnetická pole vznikají pod vlivem signálů z mobilních telefonů.
- **Šum elektronických prvků a obvodů.** Je tím myšlen šum polovodičů, kontaktů a tepelný šum.

Biologické artefakty mají souvislost s projevy měřeného organismu a řadíme zde především pohybové artefakty. Ty mají svůj původ ve vzájemném ovlivňování funkce jednotlivých orgánů, vzájemné modulaci signálů a změnách pŕlčlánkových potenciálů. [2, 7, 11, 12]

2.4 Senzory a jejich rozdělení

Senzor neboli snímač je vstupní funkční prvek měřicího řetězce. Senzory dělíme dle transformace signálu na senzory aktivní, které se chovají jako zdroj elektrické energie, a pasivní. Dle styku senzoru s měřeným prostředím máme senzory dotykové a bezdotykové. [5]

2.5 Akustické senzory

Akustické senzory pracují s akustickým, tedy zvukovým vlněním. Protože je akustické vlnění mechanické, patří akustické senzory mezi senzory mechanické. Akustické vlnění se šíří ve vzduchu rychlostí asi 340 m/s. Frekvence akustických signálů má oproti mechanickým signálům vyšší hodnoty. V oblasti slyšitelného zvuku pro lidské ucho se pohybuje v rozmezí 16 Hz až 20 kHz a v oblasti ultrazvuku 20 kHz až desítky MHz. Ultrazvukové frekvence jsou často zpracovávány na principu piezoelektrickém pomocí krystalových ploch. Frekvence v oblasti slyšitelného zvuku je na své spodní hranici označována jako vibrace. Vibrace snímáme obdobnými senzory, jako jsou senzory polohy, tlaku a zvuku. [2, 5, 11, 19]

2.6 Mikrofon a jeho vlastnosti

Typickým senzorem zvuku je mikrofon. Mikrofon převádí kmitání vzduchu na mechanické kmity membrány a dále na kmity elektrické.

Základní vlastností je citlivost mikrofonu. Měření citlivosti je závislé na umístění mikrofonu v akustickém poli s konstantním akustickým tlakem 1 Pa. Měří se výstupní napětí mikrofonu. Čím vyšší je citlivost, tím širší škála rozdílu užitečného signálu od šumu, protože vyšší signál již není zapotřebí tolik zesilovat.

Elektrický šum je označení nedokonalosti úrovně zvuku, kterou by dokonalý bezšumový mikrofon byl schopen nasnímat. Mikrofon šum sám o sobě generuje vinou konstrukce a elektrických součástek. Rozdíl elektrického šumu a zpracovaného akustického tlaku se označuje jako odstup signálu od šumu. S poklesem akustického tlaku se odstup snižuje, proto se tiché zvuky snímají na citlivější mikrofony.

Další charakteristikou mikrofonu je maximální akustický tlak. Je to prahová hodnota akustického tlaku, kdy mikrofon začíná snímaný signál zkreslovat. Udává se jako hodnota v dB při určitém malém zkreslení. K takovému zkreslení dochází také při vzduchových nárazech na membránu senzoru. Mikrofonní membrána počítá se změnami akustického tlaku, avšak jen do jisté úrovně.

Odstup maximálního signálu od šumu je označován jako celkový dynamický rozsah. Je to rozdíl maximálního akustického tlaku a elektrického šumu.

Důležitým parametrem mikrofonu je také frekvenční a směrová charakteristika. Frekvenční charakteristika se zabývá odezvou mikrofonu na frekvence v celém spektru působnosti v logaritmickém měřítku. Určuje citlivost na jednotlivé frekvence. Příklad grafu frekvenční charakteristiky viz obrázek číslo 4 v příloze E. Oproti tomu směrová charakteristika nám popisuje, jaká je reakce mikrofonu na zvuky z různých směrů. Tato charakteristika je měřena tak, že zdroj zvuku se šíří z jediného bodu a je zachycován mikrofonem na otočném talíři. Vliv má samozřejmě místnost a prostředí snímání, ve kterém se měření provádí. Proto klademe důraz na výběr prostředí tak, aby na měření nepůsobily žádné další vlivy, jako například odraz zvuku od stěn a okolní hluk. Obrázek číslo 5 v příloze E je ukázka grafu směrové charakteristiky mikrofonu. [5, 11, 19]

2.7 Typy mikrofonů

Podle typu snímání rozlišujeme mikrofony kapacitní, dynamické, elektretové a páskové. Uhlíkové a piezoelektrické mikrofony se dnes již nepoužívají. [19, 20]

- **Kondenzátorové mikrofony.** Kondenzátorové mikrofony pracují na principu změny kapacity kondenzátoru. Tenká vodivá membrána je rozechvívána akustickými vlnami a tím způsobuje změnu kapacity, což vede k předávání energie v systému a následně k malé změně úbytku napětí na rezistoru. Tento mikrofonní systém vyžaduje napájení, je nejcitlivější, má nízký šum a obvykle má vyrovnanou kmitočtovou charakteristiku na velmi širokém spektru, takže jsou pokládány za nejkvalitnější. Schéma kapacitního mikrofonu viz obrázek 6 přílohy E. [19, 20]
- **Elektretové mikrofony.** Elektretové mikrofony jsou speciálním typem kondenzátorových. Mají nezbytné elektrické pole, které je vytvářeno elektretem, což je těleso trvale polarizované. Na rozdíl od kondenzátorových mikrofonů, zde jsou změny napětí dále zpracovány vestavěným předzesilovačem. Jsou kvalitní a konstrukčně relativně snadné pro výrobu. Schéma elektretového mikrofonu viz obrázek 7 přílohy E. [19, 20]
- **Dynamické mikrofony.** Dynamické mikrofony pracují na principu elektromagnetické indukce. Jsou to mikrofony konstrukcí podobné reproduktorům. Jsou tvořeny cívkou a na ní připevněnou větší membránou, která je rozechvívána akustickými vlnami. Z hmotnostních důvodů mají menší citlivost a zachycují méně šumu. Jejich velkou výhodou je, že se prakticky nedají přebudit a není třeba je napájet. Schéma struktury viz obrázek 8 přílohy E. [19, 20]
- **Páskové mikrofony.** Mikrofony páskové jsou specifickým typem elektrodynamického mikrofonu. Membránu v magnetickém poli tvoří kovový pásek často v podobě zvlněného hliníkového pásku. Jeho nevýhodou je tedy náchylnost k mechanickému poškození a vzhledem k malé impedanci bývá vybaven převodním transformátorem. Avšak

přednost má ve své jednoduchosti. Jeho uplatnění najdeme ve studiových podmínkách. Schéma viz obrázek 9 přílohy E. [20, 28, 29]

- **Uhlíkové mikrofony.** Tyto mikrofony byly první prakticky používané mikrofony počátku 20. století, kdy ještě neexistovaly zesilovací prvky. Fungovaly na jednoduchém principu stlačení uhlíkových zrněk mikrofonní membránou. Jejich nevýhodou byl chrastivý zvuk při nežádoucím pohybu.
- **Piezoelektrické mikrofony.** Piezoelektrické mikrofony byly mikrofony používané v 50. letech 20. století. Jejich princip využívá piezoelektrického jevu. Systém neměl vysokou kvalitu. [19, 20]

3 ZPRACOVÁNÍ SIGNÁLU

3.1 Úvod ke zpracování signálu

Každý signál přenáší informaci, ať už užitečnou či neužitečnou. Extrahování užitečné informace ze vstupního signálu je cílem zpracování signálu. Neužitečná informace je označována jako šum. Obvyklým zdrojem šumu je např. síťové napětí.

V příloze E na obrázku číslo 10 je vidět příklad vstupního signálu znehodnoceného šumem a na obrázku číslo 11 jeho podoba bez šumu. [2, 11, 24]

3.2 Vzorkování, kvantování

Algoritmické systémy zpracovávají signály, které jsou vzorkované nebo kvantované. Vzorkování a kvantování jsou děje užívané tzv. A/D převodníkem, tedy analogově-digitálním převodníkem.

Vzorkování v čase je proces diskretizace. Jeho princip funguje na základě výběru vzorku signálu z každého úseku rozděleného záznamu. Ztrácí se tak spousta detailů a přesností, protože dostáváme jen množinu diskrétních bodů s intervalem odpovídajícím vzorkovací frekvenci F_s .

Kvantování je proces převodu signálu na menší konečný počet úrovní. Jedná se o diskretizaci oboru hodnot signálu, kdy ovšem není možnost návratu zpět. Kvantování je nevratné. Podle toho, zda jsou od sebe jednotlivé úrovně stejně či různě vzdáleny, máme kvantování lineární a nelineární. Lineární bývají jednodušší a více užívané, ačkoliv nelineární si lze představit jako přizpůsobení určitému účelu a bývají proto exponenciální nebo logaritmické. Ty mají vyšší dynamiku a lze díky ní lépe využít datové informace, a to tak, že v oblasti malých hodnot používá jemnějšího dělení a hrubší dělení u vyšších. Vztah mezi intenzitou působícího podnětu a jejím subjektivním vjemem popisuje Weber-Fechnerův zákon: $E = c \cdot \ln \frac{l}{l_0}$, kde E značí intenzitu subjektivního vjemu, c je konstanta, l fyzikální příčina a l_0 referenční hodnota veličiny hodnotící příčiny vjemu, tedy prahová intenzita. Tento zákon pro psychofyzikální děje vyjadřuje logaritmickou závislost mezi mírou fyziologického vjemu a jeho fyzikální

příčinou. Ve vztahu vystupuje logaritmizace bezrozměrného čísla, kdy výsledkem je rovněž bezrozměrná veličina pojmenovaná jako decibel (dB). [6, 11, 22, 23, 24, 27]

Na obrázku s číslem 12 v příloze E lze sledovat změny analogového signálu přes vzorkování a kvantování až k digitální podobě.

3.3 Základní veličiny reálných signálů

Reálné signály lze popsat pomocí střední hodnoty, energie či výkonu signálu, počtu průchodů signálu nulou, autokorelační funkce či spektra signálu.

Střední hodnota signálu je definovaná: $\bar{x} = \frac{1}{N} \cdot \sum_{n=0}^N x(n)$, kde N je celkový počet vzorků a n značí pořadí n -tého prvku.

Energie signálu se počítá: $E = \sum_{n=-\infty}^{\infty} |x[n]|^2$ a **výkon**: $P = \frac{1}{T} \cdot \sum_{n=-\infty}^{\infty} |x[n]|^2$, kde T je perioda signálu.

Autokorelační funkce určuje míru podobnosti dvou signálů na základě hledání souvislostí mezi jevy. Při zjišťování skryté periodicity určuje míru samopodobnosti. Ve funkci záleží na pořadí signálu.

Spektrum znamená rozklad signálu na jeho základní složky bez překrývání či splývání. Je to tedy grafická závislost amplitud a fází harmonických složek na frekvenci signálu. Amplitudové spektrum vypovídá o amplitudě jednotlivých složek spektra a je funkcí sudou. Fázové spektrum se zabývá počáteční fází jednotlivých složek a má podobu liché funkce. Fáze může mít kladnou i zápornou hodnotu. Kladná znamená předstih průběhu a záporná zase zpoždění signálu oproti jeho začátku.

Rozdělení spekter:

- **Jednostranné.** Jednostranné spektrum vychází z polárního tvaru signálu, má jen kladné frekvence a zobrazuje amplitudy v reálné podobě.
- **Dvoustranné.** Dvoustranné spektrum vychází z exponenciálního tvaru. Oproti jednostrannému spektru má také záporné frekvence, ale jeho amplitudy jsou polovičních hodnot. [11, 26]

Na obrázcích 13 a 14 přílohy E lze shlédnout amplitudové a fázové spektrum.

3.4 Filtrace

Filtrace je způsob modifikace vstupního signálu. Cílem je změnit frekvenční obsah signálu, zvláště potlačení šumových signálů a zachování pouze frekvencí s užitečnou informací. Dalším využitím je zvýraznění frekvenčních pásem, nebo naopak potlačení specifických frekvencí či omezení přenosového pásma. Filtry zasahují vždy do časového i frekvenčního průběhu signálu.

Typy filtrů:

- **Lineární.** Lineární filtry jsou číslicové lineární (LTI) systémy, pro něž platí princip superpozice.
- **FIR** (Finite Impulse Response). FIR jsou filtry s konečnou impulzní odezvou, stabilní. Impulzní odezva znamená, že na jednotkový impuls reaguje signál s konečným počtem vzorků.
- **IIR** (Infinite Impulse Response). IIR filtry jsou filtry s nekonečnou impulzní odezvou. Zároveň jsou tyto filtry rekurzivní, tedy pracují jen v jediném daném směru. A proto se zde zavádí princip zpětné vazby, tedy výstupní signál je zaveden opět na vstup.

Typy lineárních filtrů:

- **Dolní propust** (DP). Dolní propust odstraňuje vysoké rušivé frekvence signálu.
- **Horní propust** (HP). Horní propust zadržuje nízké frekvence ze signálu.
- **Pásmová propust** (PP). Pásmová propust funguje na principu propuštění určitého frekvenčního pásma signálu.
- **Pásmová zádrž** (PZ). Pásmová zádrž odstraňuje frekvence z určitého frekvenčního pásma.
- **Fázový posouvač** (FP). Fázový posouvač je filtr, který fázově posouvá daný signál.
- **Notch filter.** Notch filter je specifický filtr zadržující pouze určitou frekvenci signálu.

Na obrázku číslo 15 v příloze E jsou zobrazeny ideální lineární filtry, kde F_s znamená vzorkovací frekvenci. [3, 7, 11, 24]

Typy systémů FIR:

- **Zesilovač.** Zesilovač vstupní signál zesílí nenulovým k -násobkem.
- **Zpožd'ovač.** Zpožd'ovač zpozdí vstupní signál o určitý časový úsek.
- **Derivátor.** Derivátor zvýrazňuje všechny rychlé změny, potlačuje stejnosměrnou složku a nízké frekvence.
- **Průměrovací filtr kauzální.** Průměrovací filtr kauzální také průměruje daný počet složek signálu. Pracuje s hodnotami signálu minulými, nanejvýš aktuálními.
- **Průměrovací filtr nekauzální (3. řádu).** Průměrovací filtr nekauzální 3. řádu průměruje daný počet složek signálu, ovšem mimo jiné pracuje s hodnotami budoucími.
- **Průměrovací filtr nekauzální (11. řádu).** Průměrovací filtr nekauzální 11. řádu pracuje na podobném principu jako průměrovací filtr 3. řádu, ale funguje jako DP. Potlačí všechny detaily vyšších frekvencí.

Typy průběhů systémů IIR dle plochosti charakteristiky:

- **Butterworth.** Butterworth filtr je maximálně plochý filtr bez zvlnění.
- **Čebyšev 1.** Čebyšev 1 zvlňuje signál v propustném pásmu.
- **Čebyšev 2.** Čebyšev 2 je inverzní k Čebyšev 1, zvlňuje tedy signál v nepropustném pásmu.
- **Elíptický.** Elíptický filtr zvlní signál v obou pásmech, tedy propustném i nepropustném.

Na obrázku číslo 16 v příloze E jsou znázorněny IIR filtry v závislosti amplitudy na frekvenci signálu. [3, 11]

3.5 Fourierova transformace

Základní operací pro transformaci biosignálu z oblasti časové do frekvenční je Fourierova transformace. Tato transformace slouží ke snadnější separaci a analýze spektrálních složek signálu. Řada biosignálů je tedy výhodně zpracovávána prostřednictvím filtrace a spektrální analýzy ve frekvenční oblasti.

Používané typy operací:

- **Fourierova transformace (FT).** Fourierova transformace převádí spojitý neperiodický signál $x(t)$ z oblasti časové do frekvenční prostřednictvím vzorce: $X(f) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \cdot e^{-j \cdot 2 \cdot \pi \cdot f \cdot t} dt$, kde f je vodorová funkce, t je čas a $X(f)$ je funkce spektrální hustoty, tedy spektrum funkce $x(t)$. Funkce $X(f)$ je vzorem a zpětnou transformací Fourierova obrazu $x(t)$. Obě funkce se označují jako tzv. Fourierův transformační pár.
- **Diskrétní Fourierova transformace (DFT).** Diskrétní Fourierova transformace vypočítá spektrum libovolného signálu z diskretních hodnot. Výpočet: $X[k] = \sum_{n=0}^{N-1} x[n] \cdot e^{-\frac{j \cdot 2 \cdot \pi \cdot n \cdot k}{N}}$, kde N je počet vzorků spektra, k je řád harmonického frekvenčního spektra a n značí pořadové číslo vzorku.
- **Rychlá Fourierova transformace (FFT).** Rychlá Fourierova transformace je jen jednodušším a rychlejším algoritmem výpočtu DFT. Dosažené výsledky jsou stejné. Rozdíl algoritmu spočívá v tom, že FFT bere v úvahu symetričnost a podobnost koeficientů.
- **Fourierova řada.** Fourierova řada slouží k rozkladu periodického signálu na harmonické složky o frekvencích násobků $k = 0, 1, 2 \dots$ základní harmonické funkce $x(t)$: $x(t) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} X_k \cdot e^{j \cdot k \cdot \omega_0 \cdot t}$, kde X_k značí podobu harmonické funkce v k -tém řádu. [2, 11, 34]

III VÝZKUMNÁ ČÁST

4 CÍLE A VÝZKUMNÉ PŘEDPOKLADY

4.1 Cíle

Cílem práce je primárně nastudovat a nastínit problematiku detekce chrápání, seznámit se s principy dostupného přístrojového vybavení a algoritmizace současných diagnostických postupů. Další částí je ověřit vybrané možnosti pomocí dostupného přístrojového vybavení a také ověřit možnosti zpracování a vyhodnocování dat z realizovaných měření. V případě detekce chrápání bude výstupem práce také zhodnocení dostupných akustických senzorů.

4.2 Výzkumné předpoklady

Tato bakalářská práce se zabývá monitorací signálu chrápání a jeho následným zpracováním s využitím nových možností algoritmizace a vyhodnocení přístrojovým systémem.

Vznikla na základě zjištěné problematiky vyhodnocování chrápání softwarem ve Spánkové laboratoři. Směr výzkumu spočívá v navržení možnosti detekce a vyhodnocení chrápání efektivním a spolehlivějším způsobem. Bylo by uspokojivé realizaci měření správně podchytit a dokončit vhodným vyhodnocením, které může být použito v praxi tak, že bude považováno jako spolehlivé.

5 METODIKA ZPRACOVÁNÍ SIGNÁLU CHRÁPÁNÍ

5.1 Signál chrápání

Signál chrápání je jednorozměrný akustický biosignál spojitého charakteru, kdy jeho vzorkováním se získají diskrétní hodnoty. Celkově je nepravidelný, ale po určité časové rozmezí repetiční. Má svoji vyšší amplitudu a energii, která je charakteru silnějšího než samotné dýchání, ale hůře rozeznatelná od kašlání. Ovšem jeho specifické spektrum již lze zřetelně rozlišit od spektra dýchání či kašlání.

Záznam biosignálu je nahráván na mikrofon, který převádí akustický signál na elektrický, jež je dále zpracováván.

5.2 Charakteristika signálu

Již ze základní subjektivní roviny lze rozpoznat, že amplituda signálu chrápání má vyšší maximální výchylky. Ovšem tato maximální hodnota závislé veličiny se objevuje mimo jiné například u signálu kašlání či hlubokého akustického dýchání během spánku. Rozhodně to jsou energeticky silnější signály, proto je potřeba se zaměřit na energii tohoto signálu.

Energie signálu způsobuje, že jeho amplituda je na ní lineárně závislá, tedy s rostoucí energií roste i amplituda signálu. Energie signálu nám stanovuje hranice akustických segmentů a pomáhá hrubě rozpoznat různé akustické signály od sebe.

Spektrogram slouží k zobrazení frekvenční informace signálu vzhledem k časové změně frekvenčního obsahu, tedy zjednodušeně se jedná o závislost základní frekvenční složky na čase. Je to barevné grafické zobrazení, kdy barvy představují úroveň signálu pro všechny frekvenční složky i časové okamžiky. Při analýze akustických signálů se používá tzv. širokopásmový spektrogram pro lepší rozlišení změn v čase za cenu hrubé informace o rozložení frekvencí nebo tzv. úzkopásmový spektrogram pro přesnou informaci o spektrálním složení i základní frekvence, avšak časová informace je pro změnu nepřesná. [30, 33, 34, 35]

5.3 Nahrávání chrápání

Pro nahrávání chrápání byli vybráni dva dospělí lidé – muž a žena. Oba byli pozváni do spánkové laboratoře pro zaznamenání žádaného signálu během spánku bezkontaktním způsobem za pomoci mikrofону. Konkrétní informace viz tabulka 1.

Byly vybrány čtyři mikrofóny různého typu a fyzikálního charakteru. Každý byl kalibrován na zesílení 10 dB při pokojové teplotě, umístěn nad hlavu pacienta jako na obrázku 17, připojen do portu v počítači a synchronizován s programem Audacity®, the Free, Cross-Platform Sound Editor verze 2.0.6 roku 2014 (dále jen Audacity®) při vzorkovací frekvenci 8000 Hz. Audacity® slouží k nahrávání a úpravě akustických signálů ve formátu WAV. Tento zvukový formát má výhodu v tom, že jej lze exportovat do programu MATLAB® a zde pak daný signál libovolně zpracovat. [31]



Obrázek 1: Umístění mikrofónu [Zdroj: autor]

5.3.1 Použité mikrofóny

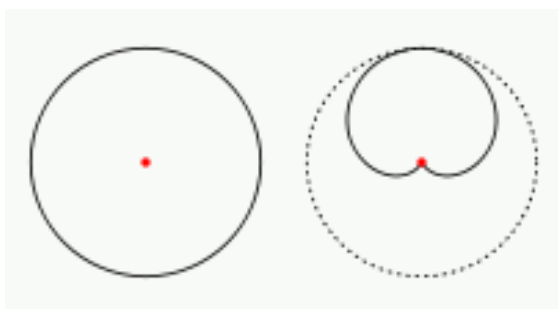
Prvním vybraným mikrofónem byl interní mikrofón Realtek High Definition Audio s výchozím formátem A/D převodníku 16 bitů. Tento mikrofón byl přímo zabudovaný do notebooku, má nastavitelnou citlivost a zařadit jej lze mezi kondenzátorové mikrofóny. [4]

Druhý stolní mikrofón Logitech – Analog Desktop pro osobní PC se řadí mezi externí elektretové mikrofóny. Má výhodu v tom, že nežádoucí zvuky filtruje potlačením šumu, pracuje v pásmu 100 Hz až 16 kHz, obsahuje přepínač pro ztlumení a rozmezí citlivosti se pohybuje kolem $-47 \text{ dB V/Pa} \pm 4 \text{ dB}$.

Externí mikrofon pro Drift HD 170 a HD 170 Stealth pro čistý zvuk s proprietárním konektorem byl vybrán jako třetí možnost. Je dalším kondenzátorovým mikrofonem. Podobně jako předchozí dva se řadí mezi levnější akustické senzory a tím je zjistitelnost dalších technických parametrů obtížná a je redukována. Jejich bližší vlastnosti jsme však schopni rozeznat přímo z nahraného signálu, například jejich kulovou směrovou charakteristiku, která byla proměřena (viz příloha B).

Poslední mikrofon byl pro změnu dynamický mikrofon Shure SM58, který je opět mikrofonem externím. Je to mikrofon používaný na představeních, při ozvučení a v nahrávacích studiích, tedy vlastně tam, kde vyžadují profesionální akustický senzor. Jeho frekvenční ozva je 50 až 15 000 Hz, obsahuje pop filtr a jeho kardioidní směrová charakteristika izoluje hlavní zdroj zvuku a minimalizuje šum na pozadí. Tato charakteristika byla nastudována v Datasheetu, jež je zobrazen v příloze C.

Kulová směrová charakteristika znamená, že mikrofon je schopen snímat ze všech směrů stejně, tedy ze zdroje zvuku i jeho okolí. Kardioidní směrová charakteristika je oproti tomu založena na snímání hlavně ve vlastní ose, kdy ostatní směry jsou minimalizovány. Znázornění obou charakteristik je vidět na obrázku číslo 18. Více informací v příloze B a C.



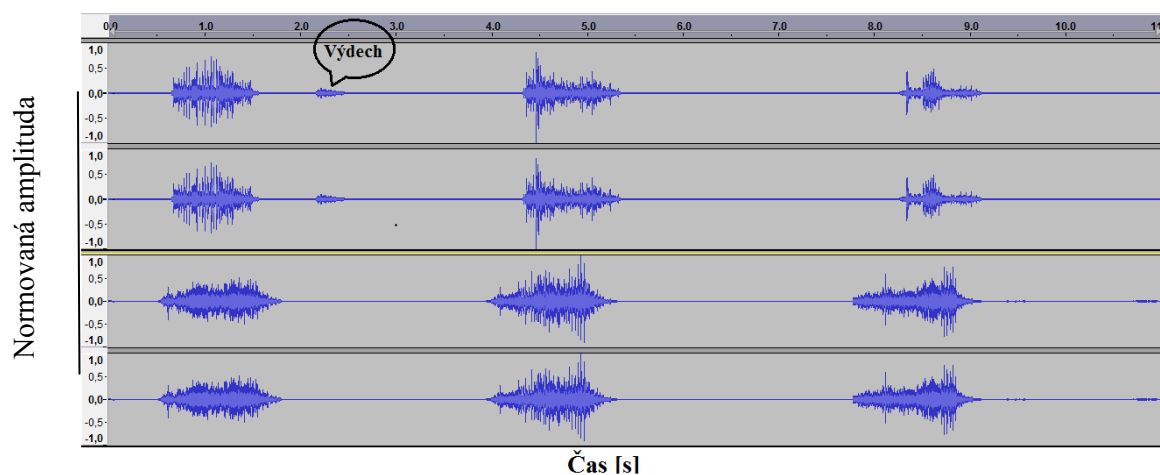
Obrázek 2: Kulová a kardioidní směrová charakteristika mikrofonu [36]

Tabulka 1: Přehled nahraných signálů a jejich charakteristik

Signál		Žena	Muž
Mikrofon 1	Formát [bit]	32, float	32, float
	F_s [Hz]	8 000	8 000
	Délka [s]	12,64	11,34
Mikrofon 2	Formát [bit]	32, float	32, float
	F_s [Hz]	8 000	8 000
	Délka [s]	11,10	10,56
Mikrofon 3	Formát [bit]	32, float	32, float
	F_s [Hz]	8 000	8 000
	Délka [s]	11,60	11,15
Mikrofon 4	Formát [bit]	32, float	32, float
	F_s [Hz]	8 000	8 000
	Délka [s]	12,16	11,25

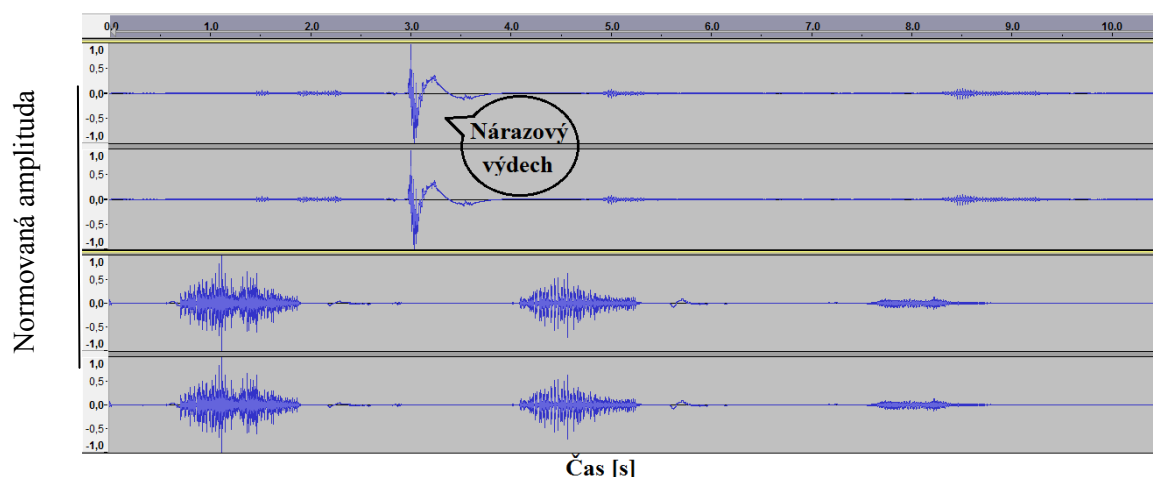
5.3.2 Vyobrazení nahraných signálů

Všechny nahrané signály jsou dále zobrazeny přímo v programu Audacity® na obrázcích 19 – 22 pro porovnání muže a ženy v případě každého mikrofonu, pro kontrolu pravý i levý. Ženský signál je vždy v horní části a mužský pod ženským v části dolní.



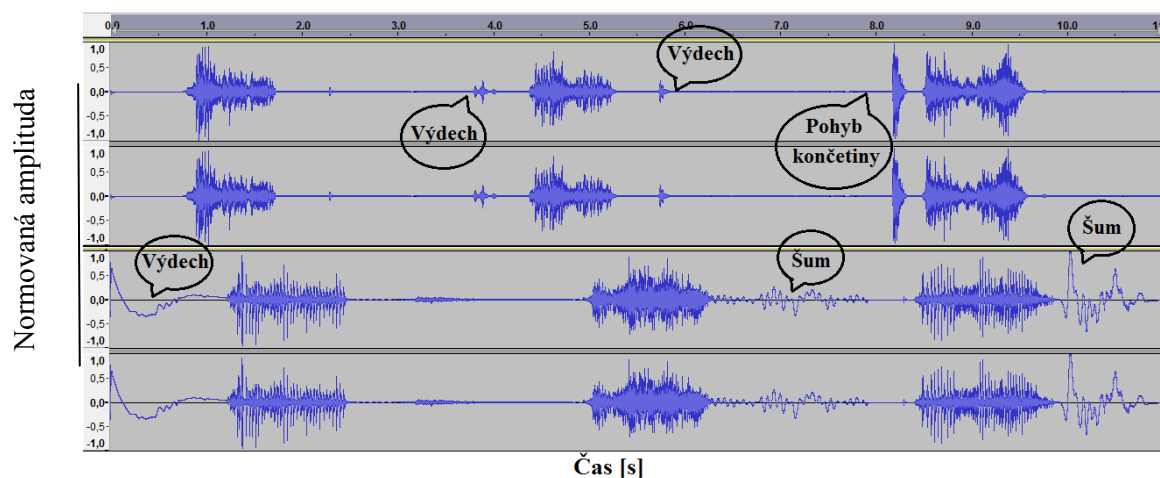
Obrázek 3: Mužský a ženský signál chrápání v případě prvního mikrofonu

Na grafu signálů o celkové délce 11 s lze subjektivně zhodnotit segmenty aktivního užitečného signálu chrápání o počtu 3 a segmenty pauz mezi danými signály. V nahraném ženském signálu lze pozorovat krátký úsek znatelnějších amplitud mimo užitečný signál chrápání. Tento úsek představuje hlasitější výdech pacientky. Co se týče porovnání mužského a ženského signálu, lze konstatovat podobnost velikosti amplitud a všimnout si hustšího výskytu amplitud u muže, což obvykle značí vyšší frekvenci.



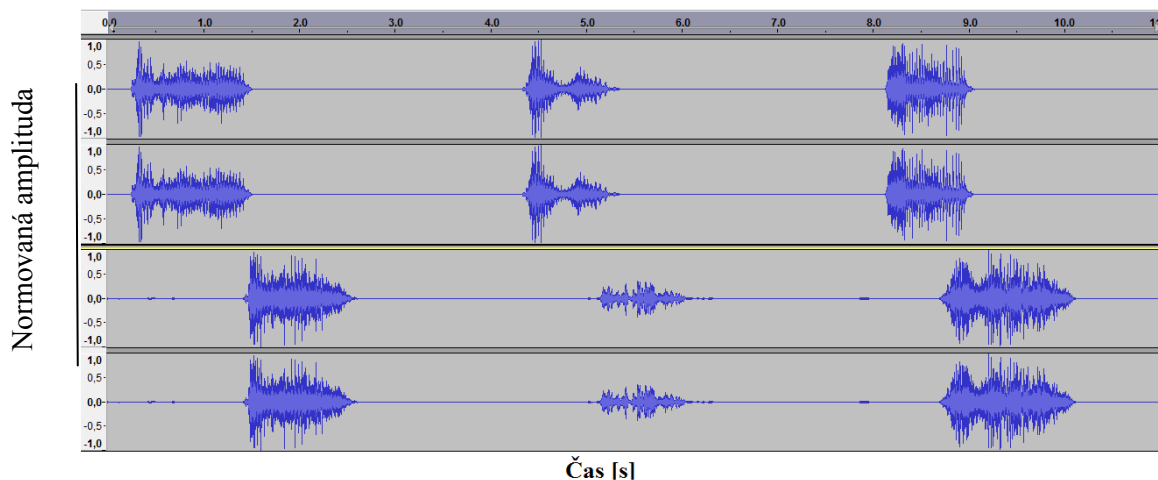
Obrázek 4: Mužský a ženský signál chrápání v případě druhého mikrofonu

Graf z druhého mikrofonu zobrazuje opět 3 úseky užitečného signálu na 10,5 s záznamu a je specifický velmi malou amplitudou signálu u ženy způsobenou nízkou hlasitostí a energií signálu. Navíc v období pauzy se zde objevuje výrazná výchylka odpovídající hlubšímu nárazovému výdechu přímo do snímací části mikrofonu. Signál pacienta se postupně utlumuje vzhledem k postupnému snižování amplitud signálu chrápání.



Obrázek 5: Mužský a ženský signál chrápání v případě třetího mikrofonu

Graf 11 s záznamu signálů ze třetího mikrofonu je na první pohled ukázkou citlivějšího mikrofonu. Zaznamenává i možný šum pohybem pacienta, jak je tomu u mužského signálu v období pauz a výdechové akce u ženy či rušivý pohyb končetinou o podklad.



Obrázek 6: Mužský a ženský signál chrápání v případě čtvrtého mikrofonu

Poslední 11 s grafický záznam signálu chrápání dynamickým mikrofonom se jeví jako nejčistší záznam, kdy mikrofón nezaznamenává případné rušivé vlivy nijak význačně. Mužský i ženský signál je symetricky podobný, kdy druhý úsek užitečného signálu má nižší amplitudu a tedy i energii. V dechových pauzách je nahraný signál téměř zcela čistý, jen u pacienta lze pozorovat drobné výchylky.

5.4 Detekce a zpracování signálu

Pro detekci chrápání a zpracování daného signálu jsem navrhla algoritmus, který se intuitivně odráží od logiky dané problematiky. Algoritmus je založený na základních principech zpracování signálu a objektivně zhodnotí jakýkoli příslušný vstupní signál.

Detekce signálu zahrnuje primárně segmentační systém, dále detekci energie, počet průchodů nulovou osou, Fourierovu transformaci pro výpočet spektra a jeho příslušné znázornění pomocí funkce spektrogramu. [35, 37]

Pro veškeré zpracování signálu chrápání byl vybrán program MATLAB[®] R2014a, což je skriptovací programovací jazyk 4. generace využívaný pro vědecké a výzkumné účely v různých oblastech zájmu. WAV soubory nahraných signálů do něj byly načteny a dále zpracovávány dle následujících kroků.

5.4.1 Načtení signálu a jeho vykreslení

Pro práci v programu MATLAB[®] je v první řadě důležité signál chrápání ve formátu WAV nahrát do programu. V případě daného signálu je důležité, aby příkaz vracel počet bitů pro vzorek dané vzorkovací frekvence. K tomu slouží příkaz ve formě: `[y, Fs, Nbits] = wavread(filename)`, jak je vidět v následujícím zdrojovém kódu (více v příloze D). Protože data v Audacity[®] jsou dvojího typu – pravý a levý mikrofon, pro funkci následujících algoritmů je důležité vybrat jen jeden sloupec.

Vykreslení signálu v čase se děje pomocí příkazu: `plot(t, Name)`, kde t je čas a $Name$ název proměnné definovaného signálu. Čas t je definovaný od 0 po kroku 1 (každý vzorek ze vzorkovací frekvence $Fs = 8000$) do konce délky signálu. Originální příkazy ze skriptu lze najít v příloze D.

Konkrétní příkazy načtení a vykreslení signálu použité v prostředí MATLAB[®]:

%Načtení signálu ve formátu WAV a výběr hodnot

```
[sig1, Fs, Nbits] = wavread('Chrapani1Zena.wav');  
sig1 = sig1(:,1);
```

%Vykreslení signálu

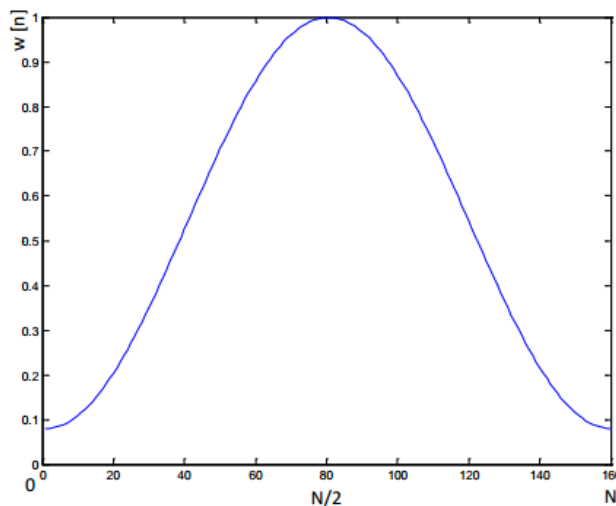
```
subplot(3,1,1);  
t = 0:1/Fs:(length(sig1)-1)/Fs;  
plot(t, sig1);  
xlabel('Čas [s]', 'FontSize', 12)  
ylabel('Normovaná amplituda', 'FontSize', 12)  
title('Signál chrápání', 'FontSize', 14)
```

5.4.2 Segmentační subsystém

Identifikace intervalů s aktivním příslušným signálem se vytváří pomocí metody váhových oken. Tato metoda rozdělí detekovaný signál na rámce a oddělí tak užitečnou složku od neužitečné. Ve své podstatě principem je, že impulzní odezva signálu je inverzním obrazem obdélníkové funkce, což je funkce $\text{sinc } x = \frac{\sin x}{x}$. Vynásobením impulzní odezvy vybraným oknem dospějeme k potlačení zvlnění signálu.

Pro rozdělení akustického signálu na rámce se používá váhování okénkem. Pokud se zaměříme na pravoúhlé okénko, dosáhneme rovnosti mezi váhováním a rozdělením na rámce. Speciálním případem je tzv. Hammingovo okénko tlumící signál na okrajích rámců, čímž se lze vyhnout rušivým jevům v oblasti přechodů.

Definujeme následovně: $w(n) = 0,54 - 0,46 \cdot \cos \frac{2\pi n}{N}$, kde n je akustický vzorek a $0 \leq n < N$, N je délka okénka. Hammingovo okénko je vykresleno na obrázku číslo 23. [11, 29, 35, 37]



Obrázek 7: Hammingovo okénko [37]

Vzhledem k experimentálně zjištěnému vhodnému překryvu 64 vzorků pro okénkovací funkci akustických signálů a zároveň chtěnému polovičnímu překrytí zvolíme nastavení algoritmu výpočtu následovně. Signál rozdělíme na rámce o 128 vzorcích s polovičním překrytím. Dále použijeme funkci $\text{sign}(x)$ v programu MATLAB[®] pro získání počtu průchodů nulou ($\text{ZCR} = \text{Zero crossing rate}$) v následujícím tvaru: $Z = \frac{1}{2} \sum_{n=1}^{L_{ram}} |\text{sign } x(n) - \text{sign } x(n-1)|$, kde L_{ram} je délka rámce. Je různá vzhledem k vzorkovací frekvenci a délce úseků. V našem případě jde o vzorkovací frekvenci 8 000 Hz a úseky po 128 vzorcích s překryvem 64 vzorků. [11, 29, 35, 37]

Zdrojové příkazy ze skriptu jsou zobrazeny v příloze D.

Použitý algoritmus výpočtu ZCR v programu MATLAB[®]:

```
%Výpočet počtu průchodů nulou
for i = 1:1:floor((length(sig1)-64)/64)
    zcrSUM(i) = 0;
    for j = 3:1:128
        n = (i-1)*64+j-1;
        zcr(n) = abs(sign(sig1(n)) - sign(sig1(n-1)));
        zcrSUM(i) = zcrSUM(i) + 0.5*zcr(n);
    end;
end;
```


5.4.3 Energie signálu

Grafické oddělení užitečné a neužitečné složky signálu se provádí pomocí výpočtu a znázornění energie signálu. Energie signálu je nejjednodušší způsob, jak detekovat hlasovou aktivitu. Ovšem díky náchylnosti na šum je nepřesná. Vzorec pro výpočet krátkodobé energie signálu: $E = \frac{1}{L_{ram}} \sum_{n=0}^{L_{ram}-1} x^2(n)$. [29, 35, 37]

Zdrojové příkazy algoritmu viz příloha D.

Použitý algoritmus výpočtu energie v prostředí MATLAB®:

%Výpočet energie signálu

```
for i = 1:1:floor ((length(sig1)-64)/64)
    energieSUM(i) = 0;
    for j = 2:1:128
        n = (i-1)*64+j-1;
        energie(n) = sig1(n)*sig1(n);
        energieSUM(i) = energieSUM(i) + energie(n);
    end;
end;
```

5.4.4 Práh počtu průchodů nulou a energie

Aktivitu hlasu je třeba vymezit pomocí prahových křivek zjištěného ZCR a energie. Vzorky nacházející se nad prahem ($T = \text{Threshold}$) obou křivek patří k aktivním užitečným úsekům. Parametr je mimo jiné schopný sloučit oddělené neužitečné epizody a nalézt počáteční a koncový bod aktivních epizod.

Originální algoritmus ZCR a energie včetně prahových křivek je v příloze D.

Pro výpočet byl využit následující algoritmus, kde a , b a c jsou konstanty určené experimentálně, T_z značí práh ZCR a T_e práh energie: [35]

%Výpočet prahu počtu průchodů nulou a energie

```
a = 0.02;
b = 3;
c = 0.3;
ZC = sum(zcrSUM) / length(zcrSUM);
I1 = a*(max(energieSUM) - min(energieSUM)) + min(energieSUM);
I2 = b*min(energieSUM);
Te = min(I1,I2);
Tz = c*ZC;
```

%zjištěné konstanty
%práh energie
%práh počtu průchodů nulou

Algoritmus grafického znázornění ZCR a energie signálu chrápání včetně prahových křivek použitý v programu MATLAB[®] je následovně zpracován:

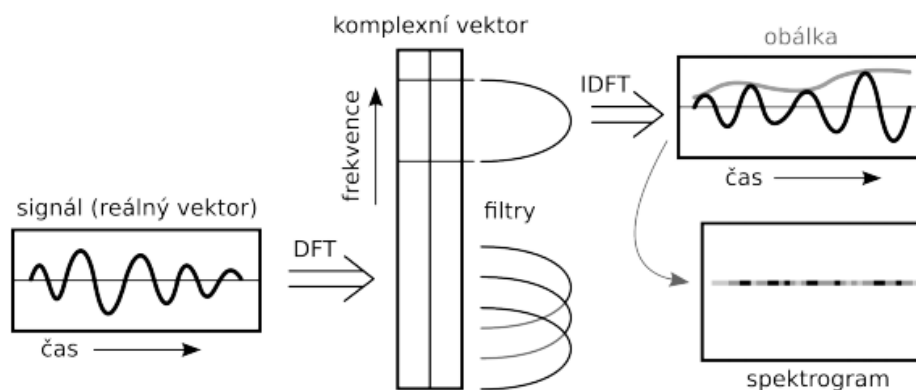
%Vykreslení počtu průchodů nulou, energie signálu a jejich prahů

```
subplot(3,1,3);
T = 0:1/(Fs/64-1):(length(zcrSUM)-1)/(Fs/64-1);
plot(T,zcrSUM);
xlabel('Čas [s]', 'FontSize', 12)
ylabel('ZCR', 'FontSize', 12)
title('Počet průchodů nulou', 'FontSize', 14)
hold on
plot(T, Tz, 'r')

subplot(3,1,2);
Tt = 0:1/(Fs/64-1):(length(energieSUM)-1)/(Fs/64-1);
plot(Tt,energieSUM);
xlabel('Čas [s]', 'FontSize', 12)
ylabel('Energie', 'FontSize', 12)
title('Energie signálu', 'FontSize', 14)
hold on
plot(Tt, Te, 'r')
```

5.4.5 Spektrogram

Zobrazení frekvenční informace signálu vzhledem k času je dílčí úlohou spektrogramu. Spektrogram se opírá o aktivní činnost hlasivek a zobrazuje je barevně dle úrovně signálu. V dané problematice chrápání byl použit širokopásmový spektrogram s přesnou časovou informací. Příkazový řádek má podobu: $[S, F, T] = spectrogram(x, window, noverlap, F, Fs)$. Řídí se vektorem F frekvencí v Hz s překrytím $noverlap$ (Fourierova transformace) v čase T , Fs je vzorkovací frekvence a $window$ představuje okénkovací funkci. Na obrázku číslo 24 je zobrazeno schéma tvorby spektrogramu pomocí diskrétní Fourierovy transformace (DFT), filtrů, inverzní DFT (IDFT) a obálky amplitud. [21, 30]



Obrázek 8: Schéma tvorby spektrogramu [41]

Pro náš případ byly konstanty následovné: vektor F byl definován pomocí Fourierovy transformace NFFT po 128 vzorcích s překrytím 64 vzorků a okénkovací funkcí Hammingova okénka. Konstanty spektrogramu definované v programu:

%Konstanty

$F_s = 8000$;

NFFT = 128;

NOVERLAP = 64;

WINDOW = hamming(NFFT);

%vzorkovací frekvence

%počet vzorkovaných bodů

%překrytí vzorků

%Hammingovo okénko

Použití funkce spektrogramu a jeho grafické znázornění bylo naprogramováno následovně:

%Definice a vykreslení spektrogramu signálu

subplot(2,1,2);

[B,f,t] = spectrogram(sig1, WINDOW, NOVERLAP, NFFT, F_s);

imagesc(t, f, 20*log10(abs(B))), axis xy, colormap(jet);

xlim([0 12]);

xlabel('Čas [s]', 'FontSize', 12)

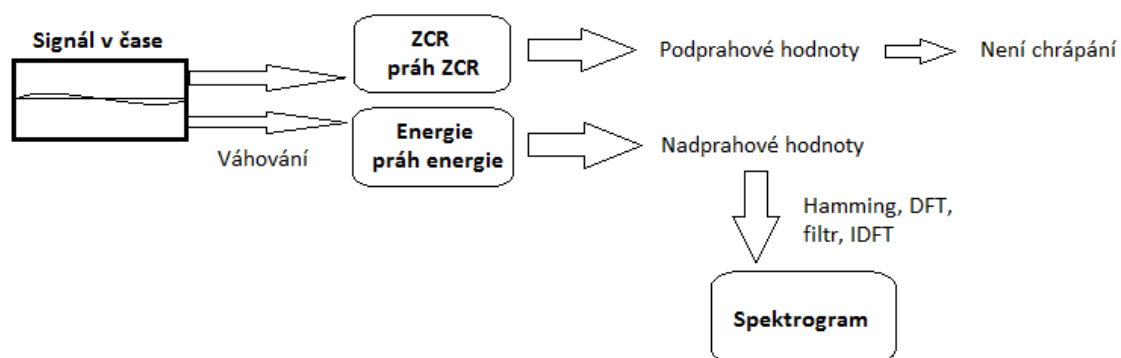
ylabel('Vzorkovací frekvence [Hz]', 'FontSize', 12)

title('Spektrogram', 'FontSize', 14)

Definované konstanty i spektrogram se jako zdrojový kód vyskytuje taktéž v příloze D.

6 VÝSLEDKY ZPRACOVÁNÍ SIGNÁLU

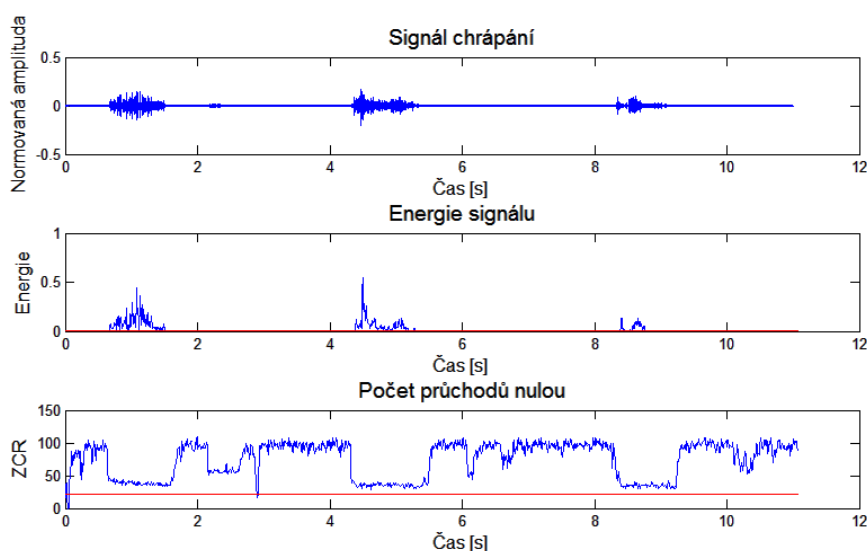
Na nadcházejícím obrázku 25 je vyobrazen diagram zpracování signálu chrápání v programu MATLAB[®] pro přehlednost.



Obrázek 9: Diagram zpracování signálu chrápání [Zdroj: autor]

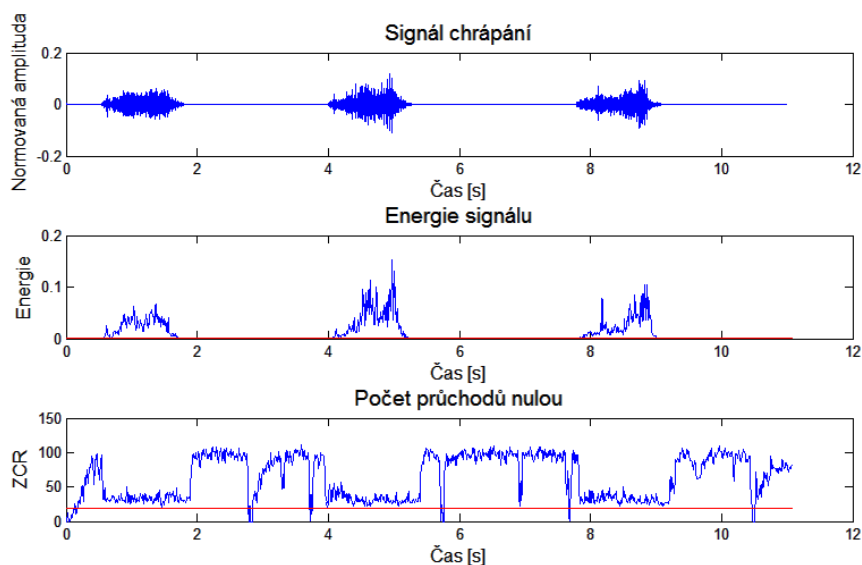
6.1 ZCR a energie

Počet průchodů nulou a energie signálu chrápání jsou porovnány u ženy a muže v případě všech čtyř mikrofónů v následujících obrázcích 26 – 33 grafického zpracování na základě popsaných algoritmů v předchozí kapitole.



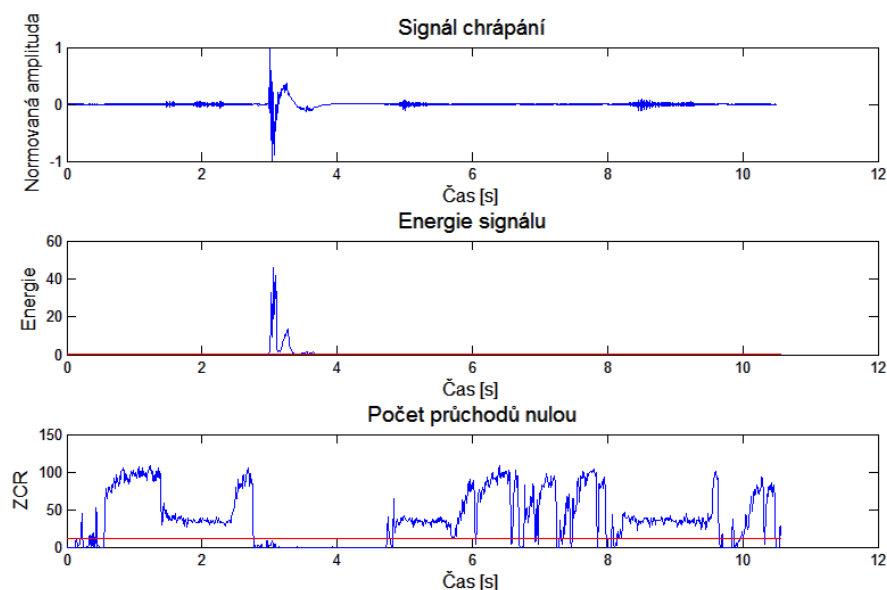
Obrázek 10: Energie a ZCR s příslušnými prahy u ženy – první mikrofón

Energie ženského signálu chrápání dosahuje maximální hodnoty už kolem 0,5 a jeho prahová křivka $T_e = 8,4 \cdot 10^{-7}$. Počet průchodů nulou mimo segmenty s užitečným signálem se pohybuje kolem 100 a práh má hodnotu $T_z = 22,2$. Oba prahy společně krásně určují segmenty aktivního signálu chrápání a jsou vypočítány přímo v programu při zpracování algoritmu.



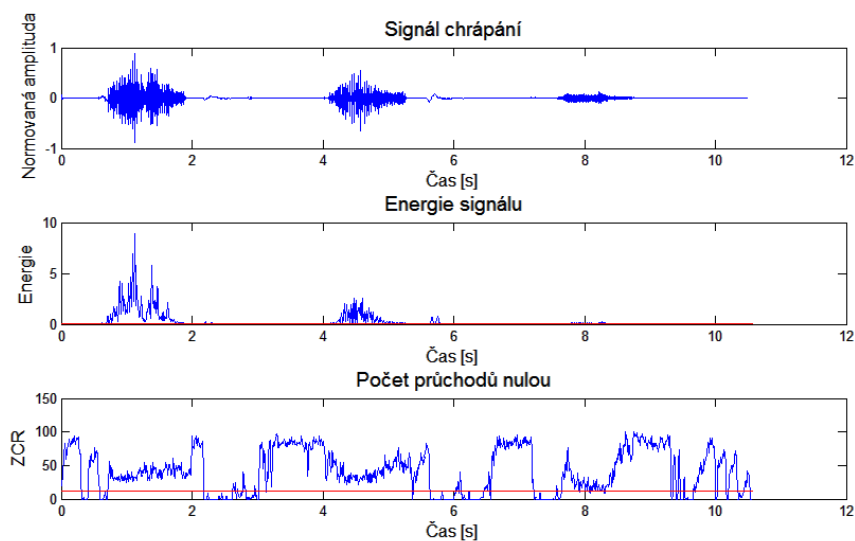
Obrázek 11: Energie a ZCR s příslušnými prahy u muže – první mikrofon

Energie mužského signálu chrápání má oproti ženskému nižší hodnotu. Práh energie $T_e = 7,2 \cdot 10^{-7}$. Počet průchodů nulou v částech s neužitečnou složkou signálu se taktéž jako u ženy pohybuje kolem 100 a její práh je $T_z = 19,0$. Také u mužského signálu prvního mikrofonu lze díky prahům rozeznat aktivní segmenty signálu.



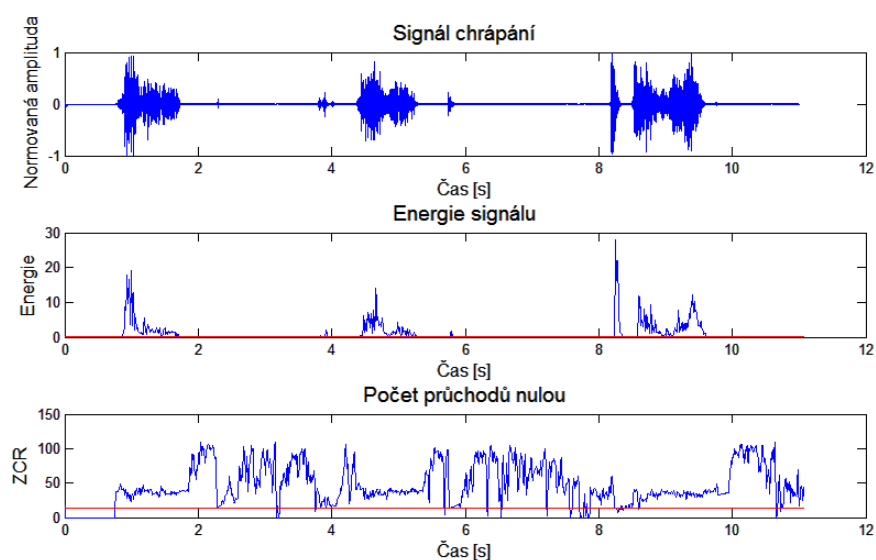
Obrázek 12: Energie a ZCR s příslušnými prahy u ženy – druhý mikrofon

Energie ženského signálu chrápání je na obrázku díky vysoké energii rušivého signálu neznatelná. Dosahuje však hodnoty kolem 0,2 a její práh je roven $T_e = 8,8 \cdot 10^{-7}$. Práh počtu průchodů nulou je $T_z = 11,6$. Díky šumu o vysoké energii se na první pohled jeví, že algoritmus nerozezná v tomto případě aktivní segmenty chrápání. Ovšem opak je pravdou. I v tomto případě prahové hodnoty vyhovují vyhodnocení, jen nelze vidět bez velkého přiblížení.



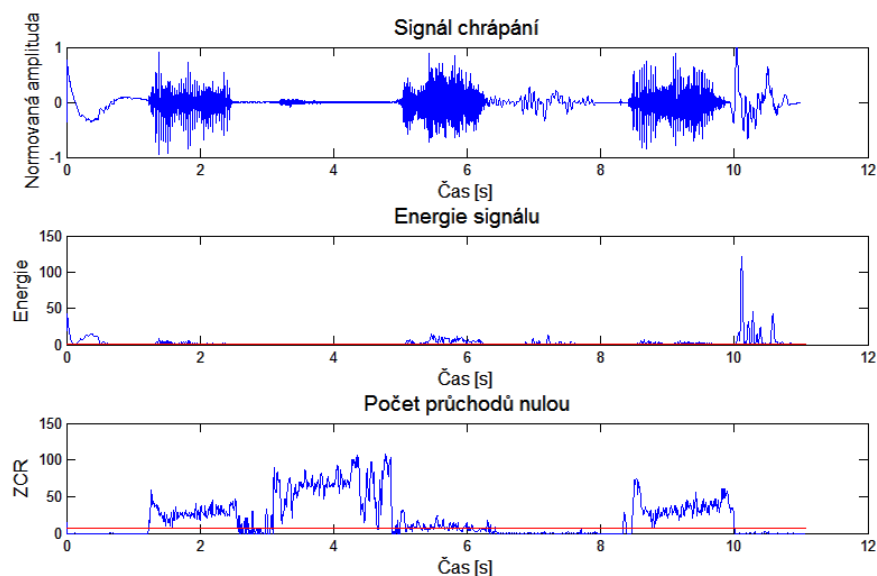
Obrázek 13: Energie a ZCR s příslušnými prahy u muže – druhý mikrofon

Energie signálu u muže je v tomto případě nahraném druhým mikrofonom klesající. Jeho maximální hodnota je rovna 9 a práh $T_e = 1,7 \cdot 10^{-5}$. Počet průchodů nulou je zde variabilní a zájmový práh má hodnotu $T_z = 12,4$. Prahové křivky opět vzájemnou kombinací správně vyhodnocují aktivní segmenty signálu.



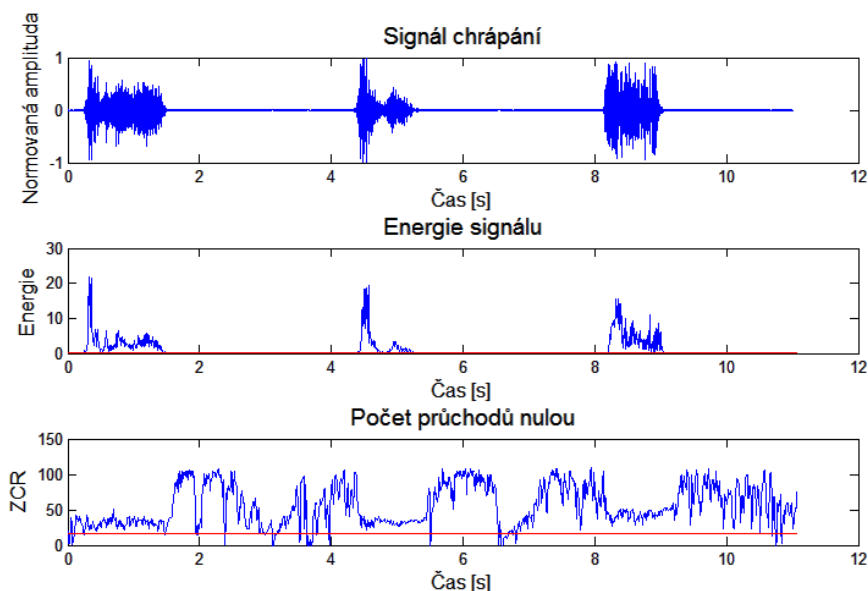
Obrázek 14: Energie a ZCR s příslušnými prahy u ženy – třetí mikrofón

U třetího mikrofónu v případě ženského signálu lze pozorovat energii zájmového signálu v maximální hodnotě 20 a příslušný práh $T_e = 1,8 \cdot 10^{-6}$. Počet průchodů nulou je v zájmových oblastech krásně vyrovnaný kolem hodnoty 40, kdy práh je $T_z = 13,9$. Aktivní segmenty jsou určeny kombinací obou prahových křivek.



Obrázek 15: Energie a ZCR s příslušnými prahy u muže – třetí mikrofon

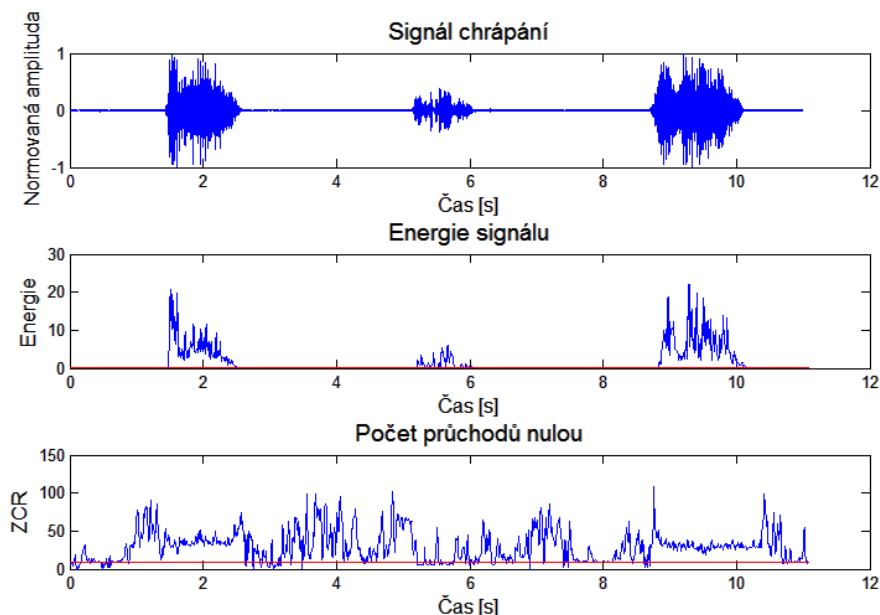
Mužský signál chrápání má maximální hodnotu energie 15, prahovou hodnotu rovnu $T_e = 2,1 \cdot 10^{-6}$. Počet průchodů nulou je subjektivně různorodý oproti ženskému signálu. Jeho prahová hodnota je $T_z = 6,2$. I v tomto případě jsou aktivní segmenty korektně vyhodnoceny, přestože se může zdát na první pohled pochybné.



Obrázek 16: Energie a ZCR s příslušnými prahy u ženy – čtvrtý mikrofon

Do čtvrtého mikrofону byl nahrán ženský signál o energii 20, přičemž práh po výpočtu vyšel na hodnotu $T_e = 1,8 \cdot 10^{-6}$. Počet průchodů nulou tohoto vzorku se v zájmové

oblasti pohybuje pod 40 a jeho práh je $T_z = 16,5$. Kombinace obou prahových křivek krásně vymezuje aktivní signál chrápání při nahrávání dynamickým mikrofonom.



Obrázek 17: Energie a ZCR s příslušnými prahy u muže – čtvrtý mikrofón

Do čtvrtého mikrofónu byl nahrán mužský signál o energii asi 20, podobně jako u ženy, přičemž práh vyšel na hodnotu $T_e = 2,1 \cdot 10^{-6}$. Počet průchodů nulou má vyrovnanější hodnotu jen v symetrických okrajových užitečných signálech, a to kolem 50. Prahová hodnota ZCR tedy je $T_z = 8,9$. Společné vyhodnocení prahových křivek nám dává jasnou informaci o aktivním signálu chrápání v případě obou krajních užitečných úsecích, ovšem u středního úseku by okamžitý signál nebyl vyhodnocen jako chrápání.

V následující tabulce číslo 2 můžeme porovnat oba prahy všech mikrofónů u mužů i žen. Zároveň byl proveden výpočet průměru všech možných logických kombinací, tedy průměr prahů u žen a u mužů zvlášť, u každého mikrofónu zvlášť a zvlášť celkový průměr všech hodnot u prahu energie a prahu ZCR.

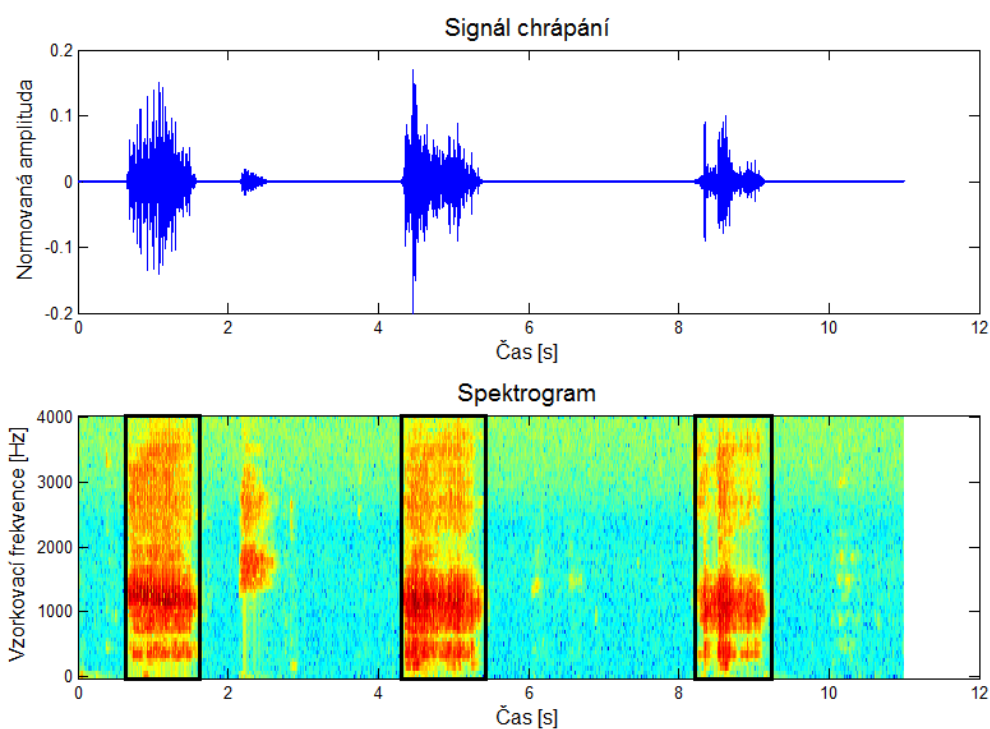
Tabulka 2: Porovnání prahu energie a ZCR a jejich průměrů

Signál		T _e [10 ⁻⁷]	T _z	Průměr T _e [10 ⁻⁷]	Průměr T _z
Mikrofon 1	Žena	8,4	22,0	7,8	20,5
	Muž	7,2	19,0		
Mikrofon 2	Žena	8,8	12,0	89,4	12,0
	Muž	170,0	12,0		
Mikrofon 3	Žena	18,0	14,0	19,5	10,1
	Muž	21,0	6,2		
Mikrofon 4	Žena	18,0	17,0	19,5	13,0
	Muž	21,0	8,9		
Průměr	Žena	13,3	16,3		
	Muž	54,8	11,5		
Celkový průměr		34,1	13,9		

Z průměru prahu energie u žen a muže jsme zjistili, že u muže je práh energie prokazatelně vyšší, přestože v případě prvního mikrofonu byl u muže nižší a u mikrofonu číslo 2 zase extrémně vysoký oproti ostatním hodnotám. Průměr prahu ZCR u muže je na rozdíl od prahu energie nižší oproti ženě. Zajímavé je, že u mikrofonu číslo 2 se průměrné hodnoty muže a ženy sobě rovnají. Co se týče průměrů prahů jednotlivých mikrofonů: práh energie u druhého mikrofonu je vysoce vychýlen od ostatních díky extrémní výchylce u muže a zároveň hodnoty třetího a čtvrtého mikrofonu jsou velmi vyrovnané. Práh ZCR u prvního mikrofonu se vychyluje od ostatních hodnot. Celkové průměry jsou jen orientační a konkrétně v případě celkového průměru prahu energie je hodnota velmi ovlivněná již zmíněnou velkou výchylkou u mužského signálu druhého mikrofonu. Z této tabulky lze tedy prozatím usuzovat, že mikrofony číslo 3 a 4 jsou vhodné pro detekci signálu chrápání.

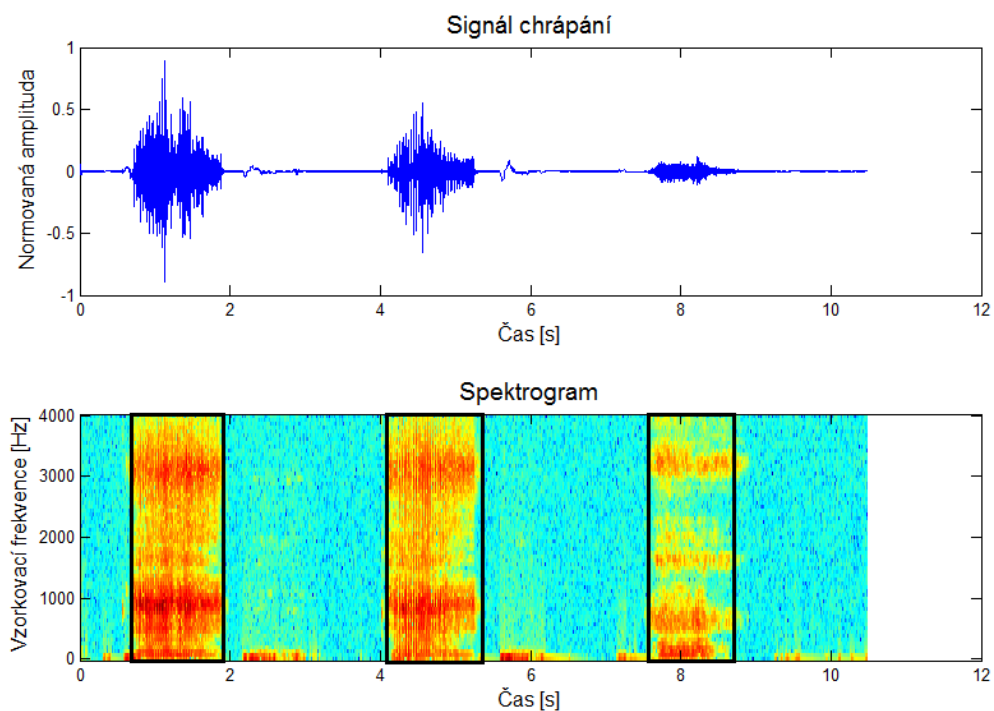
6.2 Spektrogram

Spektrogramy signálu chrápání v následujících obrázcích 34 – 41 u ženy a muže jsou výsledkem grafického zpracování algoritmu popsaného v předchozí kapitole.



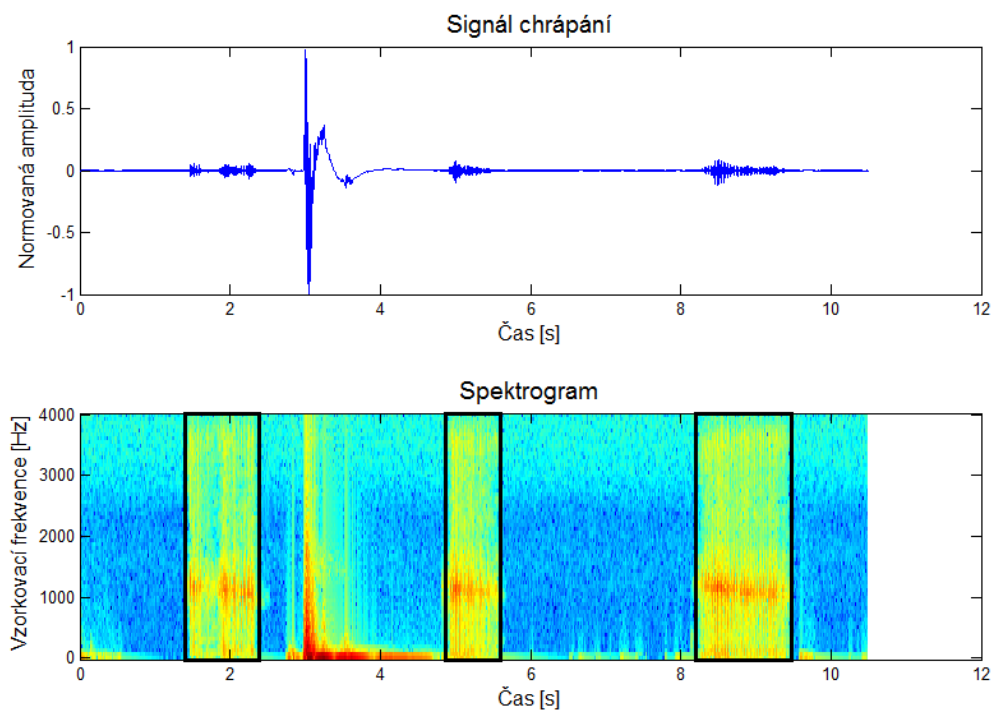
Obrázek 18: Spektrogram chrápání u ženy – první mikrofon

Spektrogram chrápání u ženy v případě prvního mikrofonu rozlišuje zájmové spektrum v barevných odstínech od žluté po červenou a má specifické frekvenční rozložení aktivních složek signálu. Spektrum tedy určuje segmenty aktivního chrápání zhruba v okolí 1. s, 5. s a mezi 8. a 9. s, vyznačenými rámečkem. Je zapotřebí si všimnout také nízké normované amplitudy daného signálu.



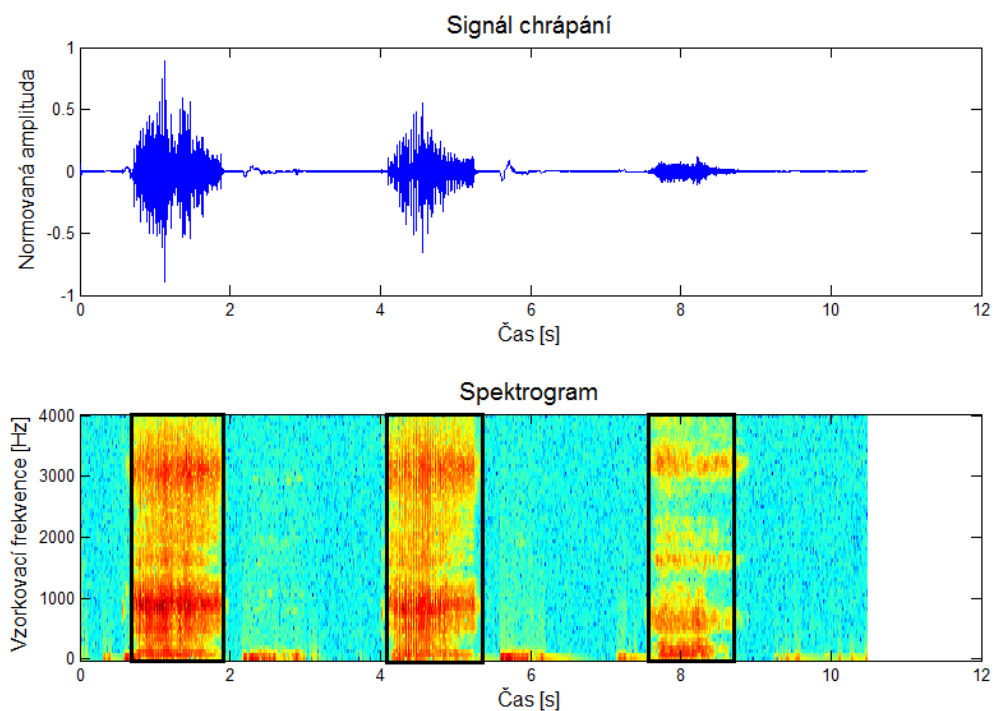
Obrázek 19: Spektrogram chrápání u muže – první mikrofon

Spektrogram u mužského signálu nahraného prvním mikrofonem je specifický segmenty aktivního signálu chrápání, tentokrát kolem 1 s, v rozmezí 4. a 5. s a v rozmezí 8. a 9. s. Amplituda signálu dosahuje nízkých hodnot stejně jako u ženského signálu.



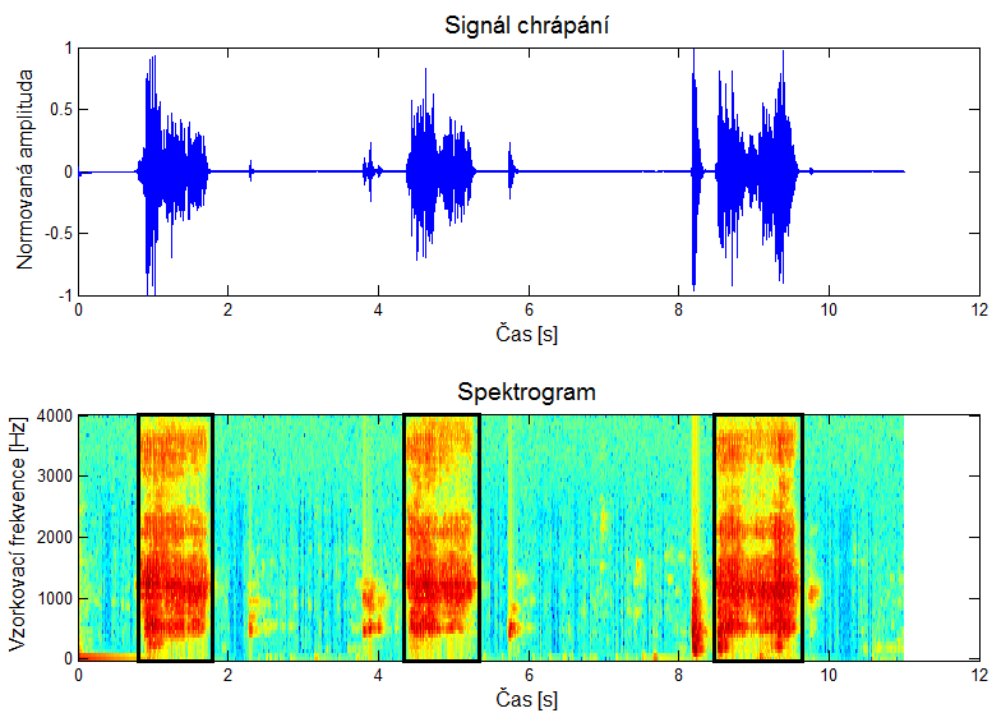
Obrázek 20: Spektrogram chrápání u ženy – druhý mikrofon

Spektrogram ženského chrápání u druhého mikrofону byl z hlediska zabarvení poněkud slabší a také rušen okolními vlivy, což je vidět v oblastech mimo zvýrazněné aktivní signály, zobrazeny tmavší modrou barvou. V tomto případě dosahuje normovaná amplituda nejnižší hodnoty.



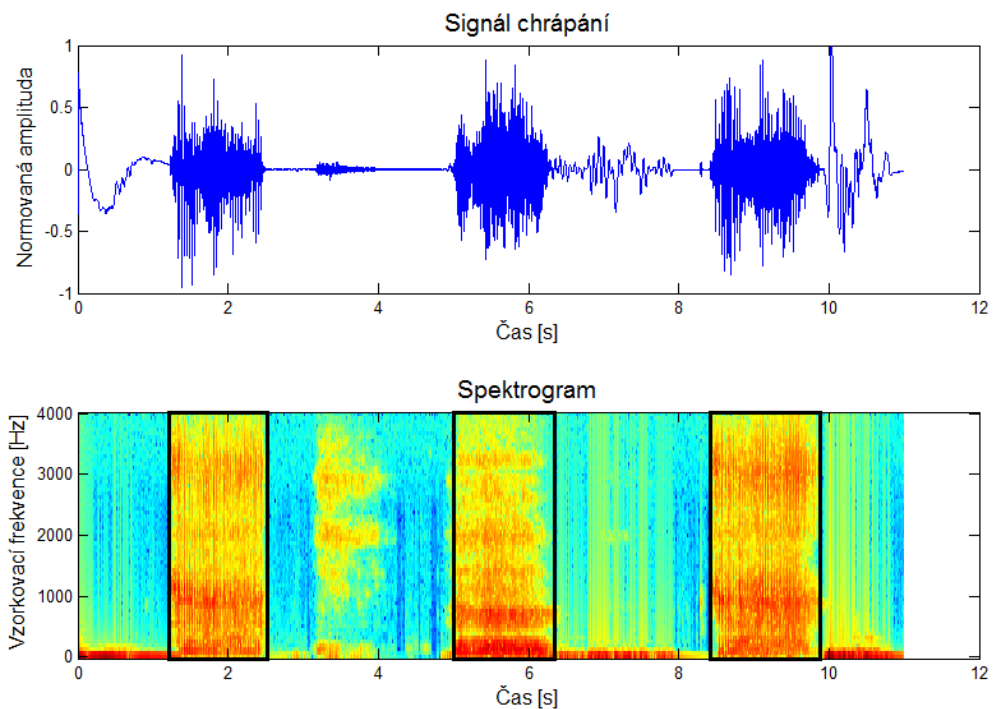
Obrázek 21: Spektrogram chrápání u muže – druhý mikrofon

Spektrogram u muže druhého mikrofonu má segmenty aktivního signálu zhruba kolem 1 s, u 5. s a 8. s. Amplituda signálu se již pohybuje kolem hodnoty $\pm 0,8$, tedy oproti předchozím normovaným amplitudám je velmi vysoká a dochází k minimálnímu šumu.



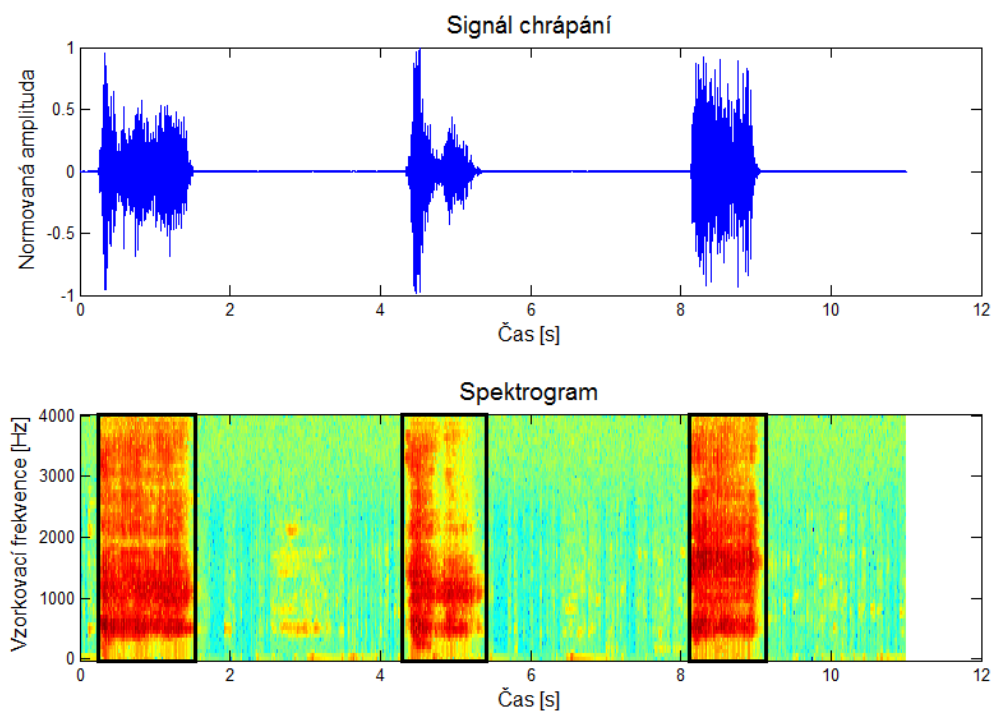
Obrázek 22: Spektrogram chrápání u ženy – třetí mikrofon

Spektrogram signálu ženy u třetího mikrofonu ukazuje zájmové oblasti signálu kolem 1., 5. a 9. s. Normovaná amplituda již dosahuje vysokých hodnot.



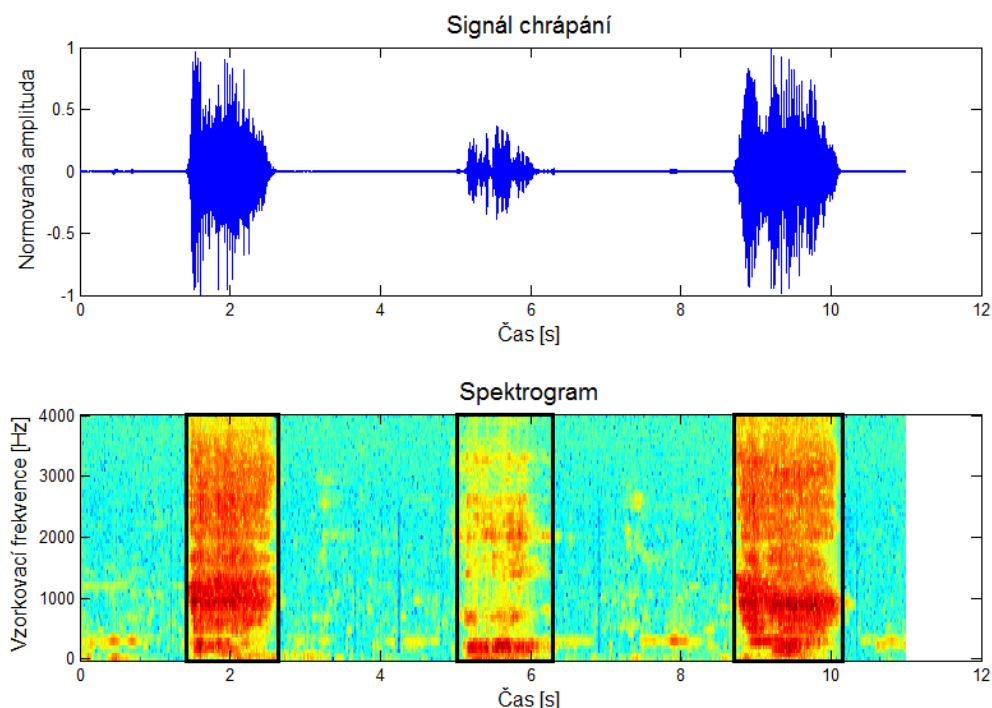
Obrázek 23: Spektrogram chrápání u muže – třetí mikrofon

Spektrogram mužského signálu třetího mikrofону je rušen okolními vlivy, a proto zájmová frekvence je obklopena například spektrem hlasitějšího výdechu v rozmezí 3. a 4. s. Každopádně segmenty aktivního signálu chrápání se nachází přibližně kolem 2., 6. a 9. s. K tomuto druhému grafu třetího mikrofону lze přisuzovat také vysokou amplitudu signálu.



Obrázek 24: Spektrogram chrápání u ženy – čtvrtý mikrofon

Spektrogram u čtvrtého mikrofonu je zřetelnější pro určení segmentů zájmového signálu chrápání, a to kolem 1. s, 5. s a mezi 8. a 9. s. Normovaná amplituda zde znatelně dosahuje vysokých hodnot, což lze soudit z barevného rozložení spektrogramu.



Obrázek 25: Spektrogram chrápání u muže – čtvrtý mikrofon

Druhý spektrogram čtvrtého mikrofonu náleží mužskému signálu chrápání. Jelikož krajní segmenty v čase 2 s a mezi 9. a 10. s jsou důkazem signálu s jasným chrápáním, taktéž spektrogram odráží tento poznatek. Střední segment v rozmezí 5. a 6. s má nižší amplitudu, spektrogram ne zcela jasného charakteru chrápání. Pokud se zaměříme na amplitudu signálu chrápání celkově v případě čtvrtého mikrofonu, lze rozlišit nejvyšší hodnoty v porovnání s ostatními mikrofony.

V následující tabulce číslo 3 můžeme porovnat základní frekvenci f v kHz, šířku pásma B v kHz a maximální amplitudu signálu všech mikrofonů u muže i ženy. Zároveň byl proveden výpočet průměru všech možných logických kombinací, v tomto případě průměr základní frekvence u ženy a u muže zvlášť, u každého mikrofonu zvlášť a zvlášť celkový průměr všech hodnot. Základní frekvenci f jsme určili subjektivně na základě spektrogramu, kdy základní frekvence je první nejvíce zbarvená (zpravidla červená) oblast spektra spektrogramu. Šířka pásma B je rozdíl nejvyšší a nejnižší frekvence signálu chrápání, tedy rozdíl frekvence v oblasti útlumu zájmové frekvence pro detekci signálu chrápání a dolní meze základní frekvence. Maximální amplituda je největší možná výchylka signálu v aktivních segmentech chrápání.

Tabulka 3: Porovnání základní frekvence, šířky pásma a maximální normované amplitudy a jejich průměrů

Signál		Základní f [Hz]	B [Hz]	Max normovaná amplituda	Průměr f [Hz]	Průměr B [Hz]	Průměr normované amplitudy
Mikrofon 1	Žena	300	2 850	0,20	225	2 980	0,16
	Muž	150	3 100	0,12			
Mikrofon 2	Žena	250	700	0,12	200	1 900	0,51
	Muž	150	3 100	0,90			
Mikrofon 3	Žena	300	3 300	1,00	200	3 150	0,98
	Muž	100	3 000	0,95			
Mikrofon 4	Žena	250	3 300	1,00	175	3 300	1,00
	Muž	100	3 300	1,00			
Průměr	Žena	275	2 540	0,58			
	Muž	125	3 130	0,74			
Celkový průměr		200	2 830	0,66			

Z průměru základní frekvence a šířky pásma u muže a ženy vyplývá, že žena má oproti muži vyšší základní frekvenci, což lze usuzovat vyššímu postavení hlasu. Průměr maximální amplitudy u ženy je nižší než u muže. Z průměrů základní frekvence, šířky pásma a maximální amplitudy u jednotlivých mikrofonů si lze všimnout rozdílů v hodnotách. Mikrofon 3 a 4 mají velmi obdobné hodnoty u všech tří veličin. Mikrofon 1 se od nich liší jen průměrnou maximální amplitudou, červeně vyznačenou, která byla u ženy i muže velmi nízká. Mikrofon 2 je ovšem oproti ostatním rozporuplný ve všech průměrných hodnotách. Základní frekvence měla dva možné peaky a šířka pásma, taktéž červeně zvýrazněná, dosahovala výrazně nižších hodnot. Obě varianty napovídají, že muselo dojít buď k chybě při nahrávání nebo signál obsahuje artefakty. Oproti tomu jako nejvhodnější mikrofony se dají považovat třetí a čtvrtý, přičemž čtvrtý, dynamický, mikrofon nejlépe odráží fyziologické hodnoty veličin v porovnání s dostupnou literaturou a na základě toho bych jej pro danou detekci doporučila. Orientační celkový průměr se týká obecného odhadu veličin pro zhodnocení bez ohledu na pohlaví či akustický snímač.

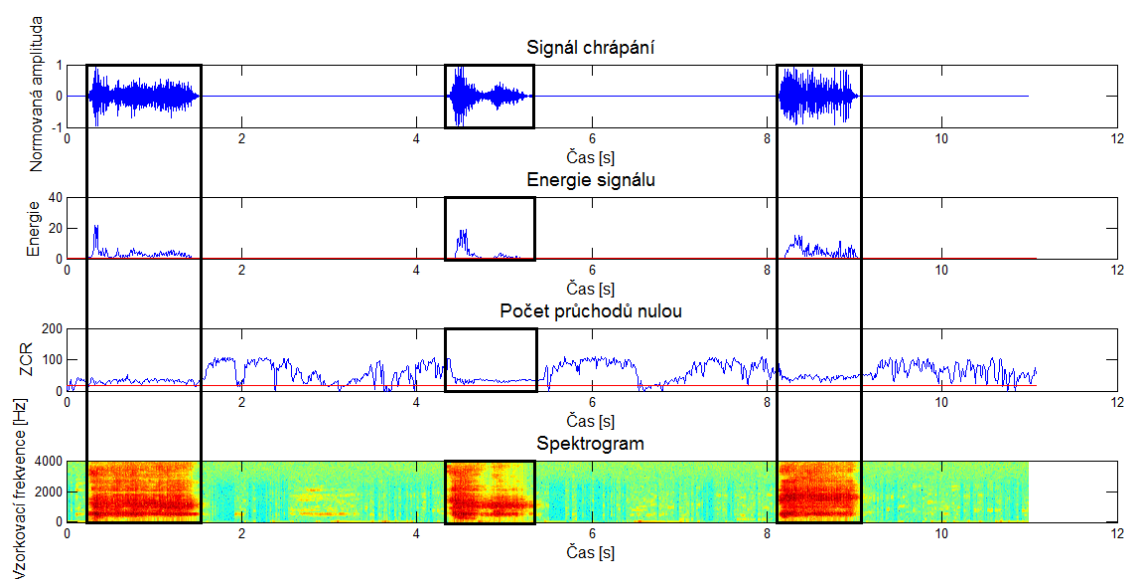
6.3 Klasifikace signálu chrápání

Signál chrápání lze rozeznat od jiných akustických signálů nejen na poslechové úrovni, ale také analyticky pomocí navrženého algoritmu zpracování použitého právě na dané akustické signály jiného charakteru. Mezi takové zvukové signály se řadí například přirozené dýchání, energeticky náročnější kýchní či kašláni, pak mluvení ze spaní, vrzání postele aj.

K rozpoznání chrápání na úrovni zpracování signálu bylo nahráno několik různých akustických signálů, které se mohou během spánku projevit. Klasifikace signálu tedy byla zkoumána oproti signálu dýchání, zívání, kašláni, kýchní, mluvení, mlaskání, mručení a vrzání postele.

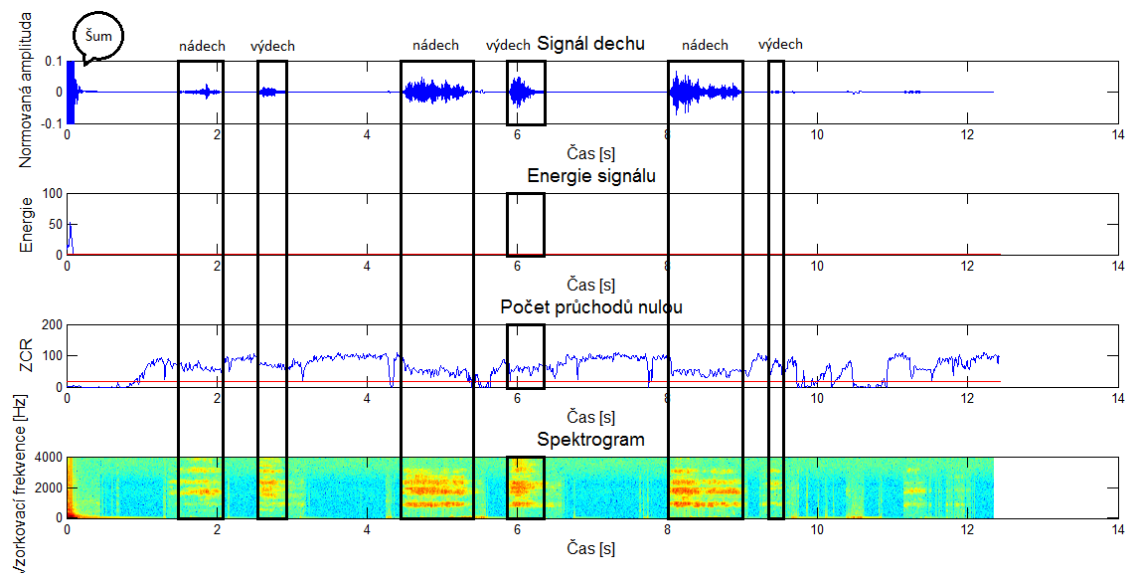
Všechny signály byly nahrány v ženském podání v programu Audacity® interním mikrofonem Realtek High Definition Audio s výchozím formátem A/D převodníku 16 bitů o vzorkovací frekvenci 8 000 Hz a zesílení 10 dB. Následně vzorky prošly navrženým algoritmem zpracování signálu chrápání a pak porovnány se zájmovým signálem.

Výsledky algoritmů zpracování lze názorně vidět na obrázcích 42 – 50 s vyznačenými oblastmi odpovídajícího akustického signálu, kdy obrázek 42 zde představuje detekci a zpracování signálu chrápání od ženy jako referenční vzorek.



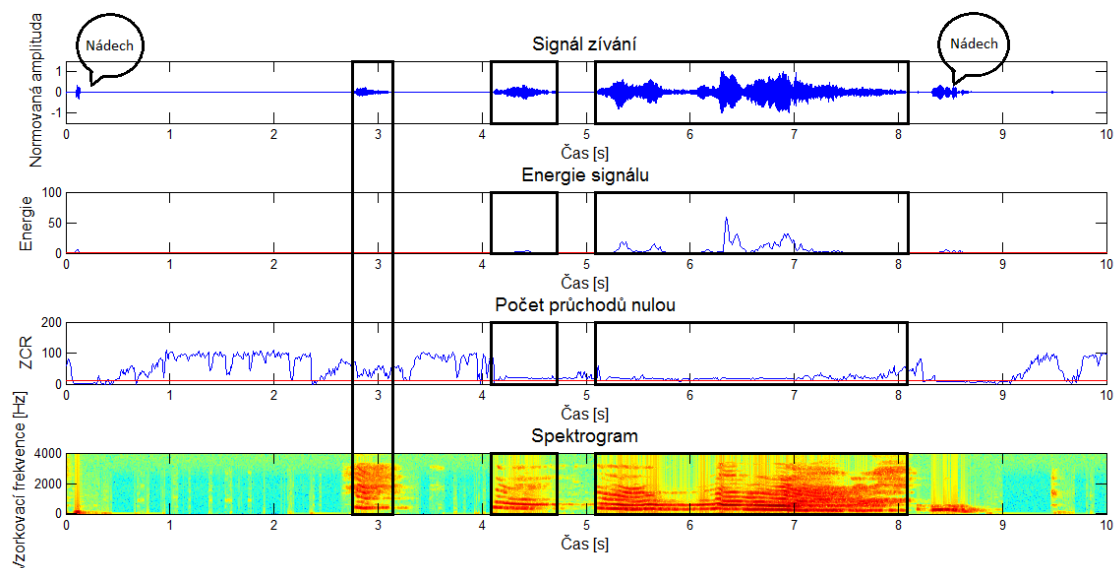
Obrázek 26: Detekce a zpracování signálu chrápání

Graf signálu chrápání v této kapitole slouží k porovnání amplitudy, energie, ZCR a spektrogramu s ostatními akustickými signály, které byly pro klasifikaci nahrány.



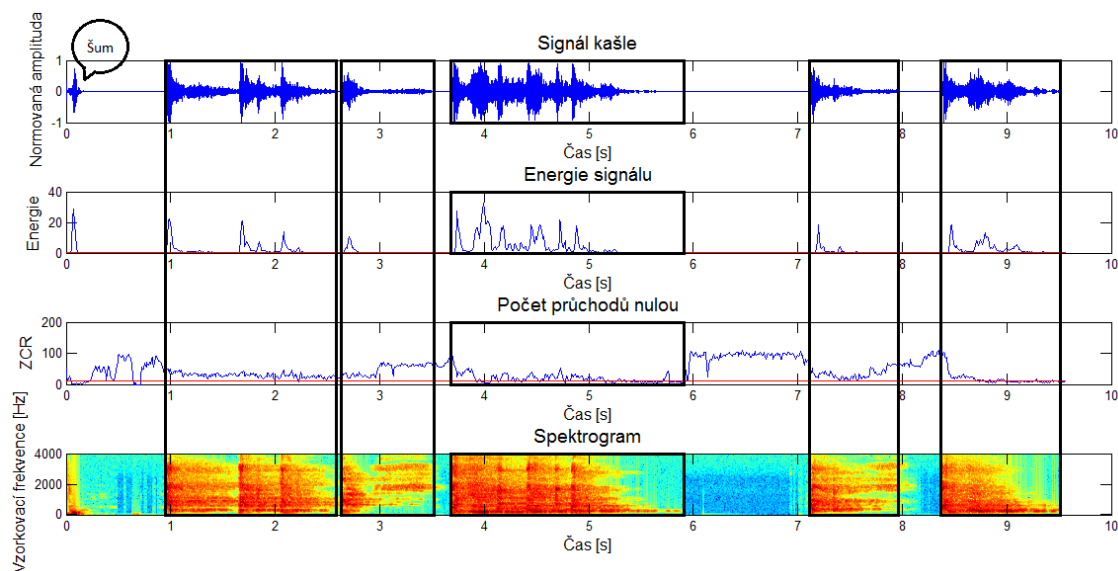
Obrázek 27: Detekce a zpracování signálu dechu

Grafické zpracování signálu dýchání, respektive nádechu a výdechu, jasně popírá možnost detekce signálu chrápání. Lze to vidět již z prahových křivek energie a počtu průchodů nulou, kdy žádný úsek signálu neodpovídá oběma nepřahovým hodnotám zároveň. Spektrogram má úzké rozmezí základní i vyšší frekvence a zpravidla nedosahuje hustoty frekvencí signálu chrápání, čemuž odpovídá i velmi nízká amplituda a extrémně mizivá energie signálu.



Obrázek 28: Detekce a zpracování signálu zívání

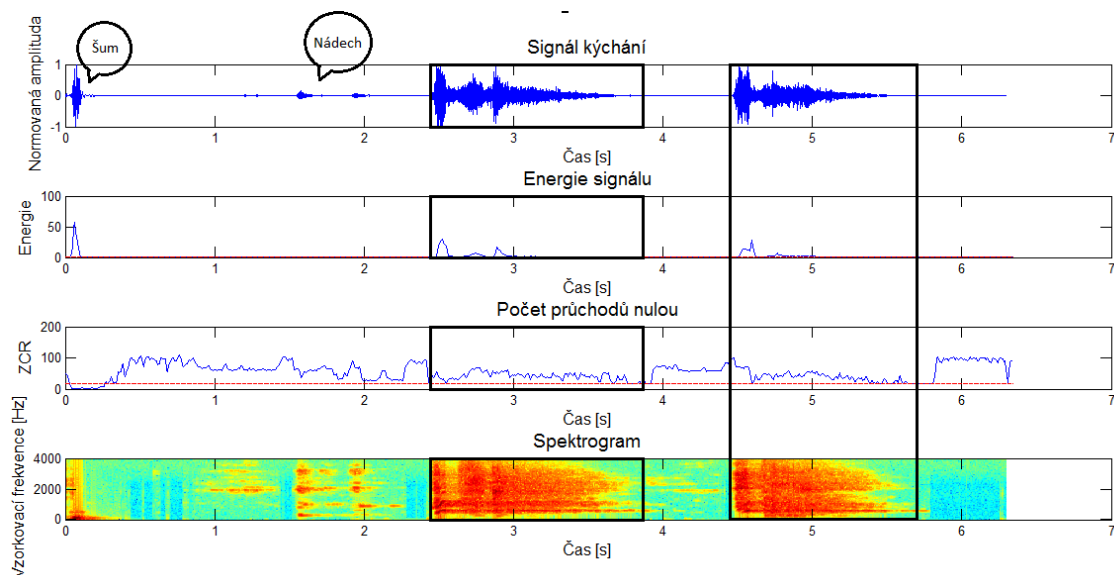
Grafické zpracování akustického signálu zívání je podobný signálu chrápání jen na základě amplitudy. Kombinace prahových křivek zcela nevylučuje, že by algoritmus mohl signál vyhodnotit jako chrápání, avšak spektrogram zívání je oproti spektrogramu chrápání odlišný jak v ohledu na šířku frekvenčního pásma, tak na zájmovém spektru a délce aktivních segmentů.



Obrázek 29: Detekce a zpracování signálu kašlání

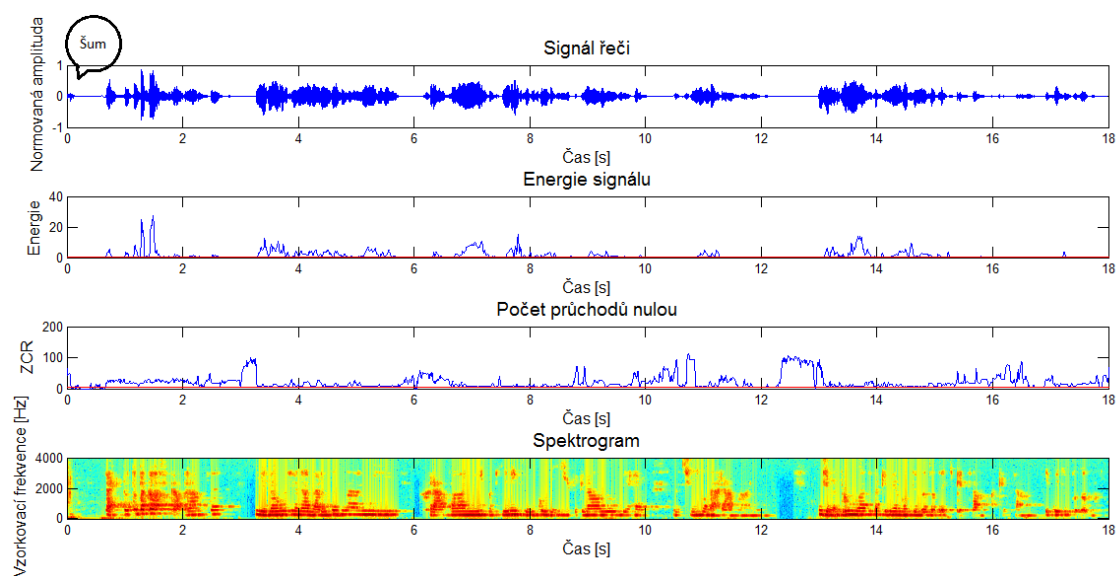
Zpracování signálu kašlání má obdobně jako signál zívání vyšší amplitudu a prahové křivky nejsou dostatečným argumentem pro vyloučení detekce chrápajícího signálu.

Spektrogram zobrazuje nárazové počáteční frekvence aktivního segmentu signálu, ale ve zbytku segmentu se spektrum mění – klesá.



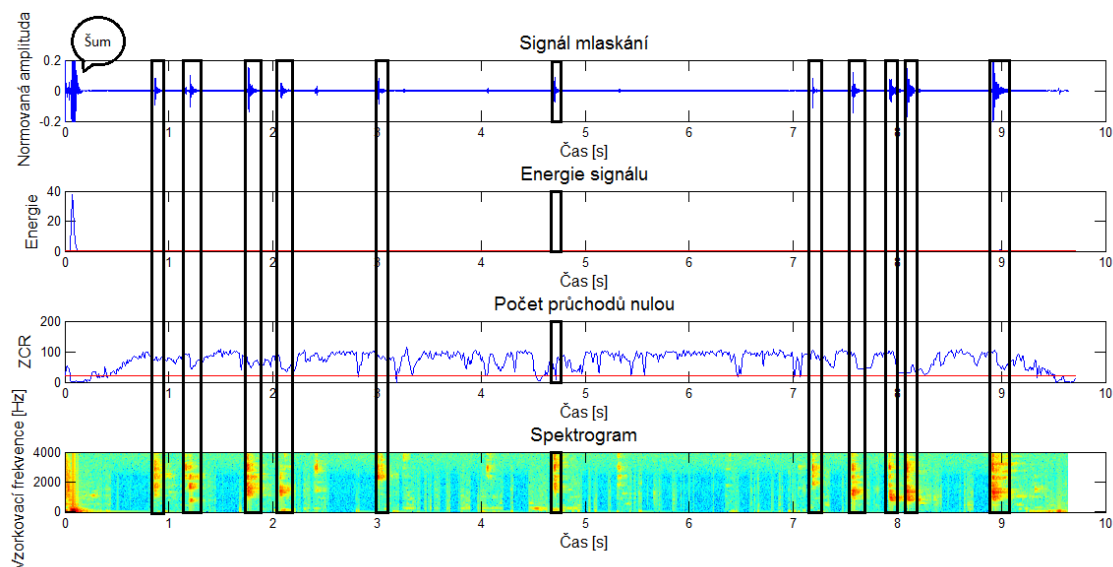
Obrázek 30: Detekce a zpracování signálu kýchání

Zpracování signálu kýchání je na tom obdobně jako signál zívání co se týče energie a prahových křivek a jako signál kašláni v případě spektrogramu. Tedy pouze na základě vykreslení spektrogramu lze signál kýchání odlišit od signálu chrápání.



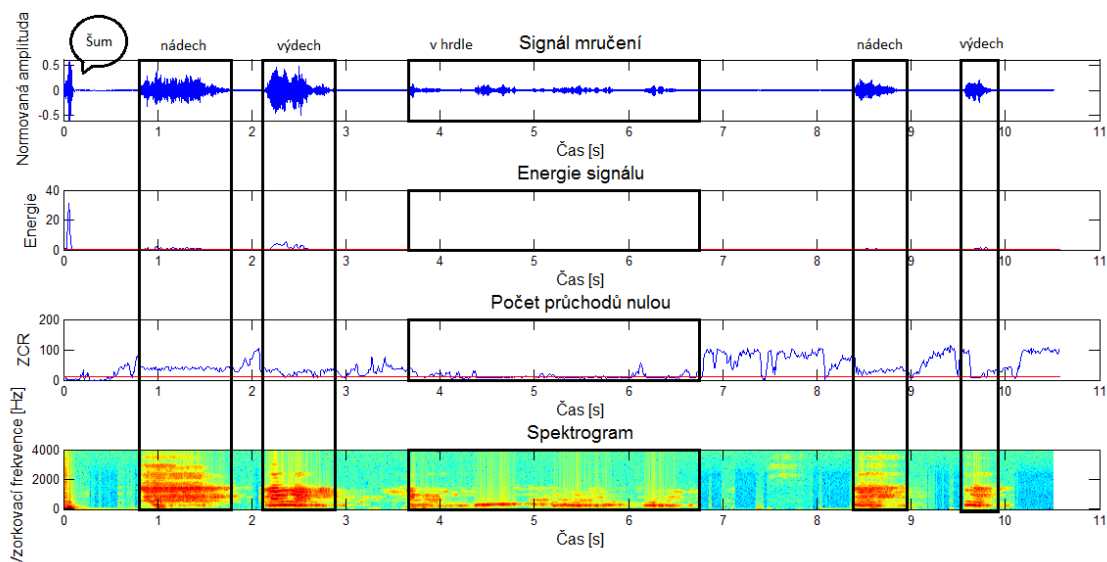
Obrázek 31: Detekce a zpracování signálu řeči

Grafické zpracování signálu řeči má opět ne zcela jasně určené segmenty aktivního signálu pomocí prahových křivek pro chrápání. Ovšem při pohledu na spektrogram řečového signálu, lze jasně rozeznat nízké frekvence spektra a tedy i menší šířku frekvenčního pásma. V tomto grafu je daný signál detekován po celé délce grafů, vyjma počátečního šumového signálu, proto pro přehled nebyly obdélníkově vyznačeny.



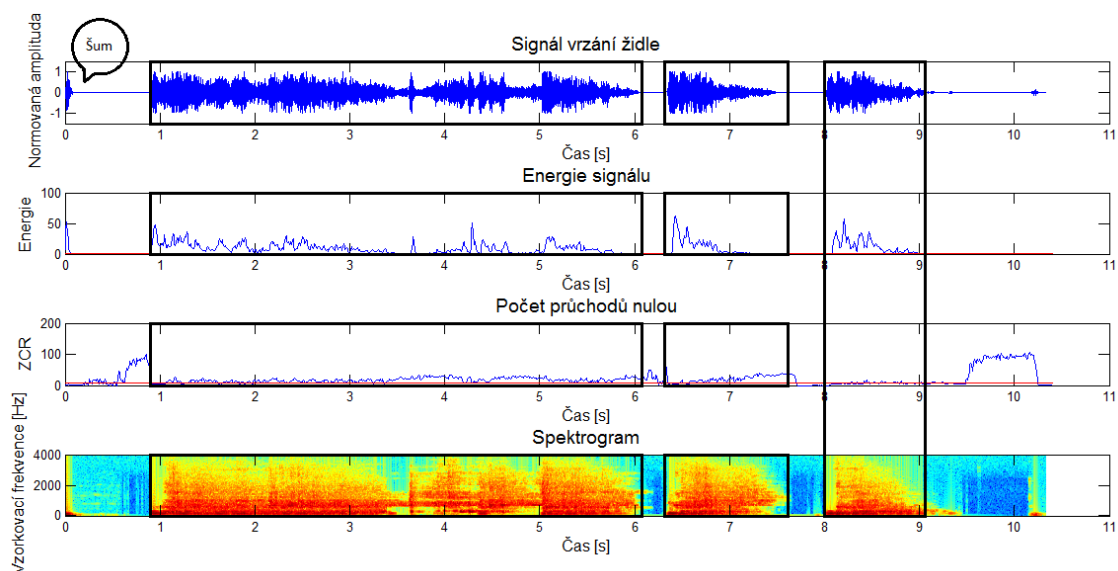
Obrázek 32: Detekce a zpracování signálu mlaskání

Signál mlaskání podobně jako signál dechu popírá možnost detekce signálu chrápání již z prahových hodnot energie a počtu průchodů nulou, má nízkou amplitudu a spektrum je výraznější na vyšších frekvencích o malém intervalu.



Obrázek 33: Detekce a zpracování signálu mručení

Grafické zpracování signálu mručení, ať už při nádechové či výdechové akci nebo jen v hrdle, má obdobně jako signál zívání nízkou energii a vyhodnocení pomocí prahových křivek je nejednoznačné. Spektrum v nižších frekvencích je velmi obdobné jako v případě chrápání, jediným rozdílem je malá šířka frekvenčního pásma. Při mručení v hrdle je extrémně malá.



Obrázek 34: Detekce a zpracování signálu vrzání

Zpracování signálu vrzání, v tomto případě vrzání židle, by jen dle prahových křivek byl s největší pravděpodobností vyhodnocen jako signál chrápání. Ovšem spektrogram

napovídá, že se o signál chrápání určitě nejedná. Spektrum je položeno ve velmi nízkých frekvenčních hodnotách a již při 1 kHz postupně slábne. Ani v tomto případě nedochází k vyhodnocení signálu jako by byl signálem chrápání.

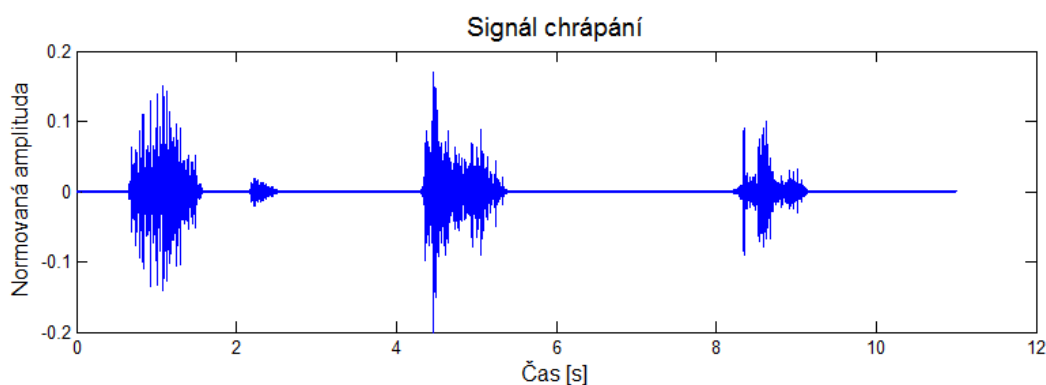
Klasifikace chrápání se po průzkumu dalších akustických signálů zdá být téměř jednoznačným detekovatelným signálem. K diskuzi může dojít při porovnání chrápání s mručením, protože jediným rozdílem se zdá být šířka pásma a ta může být jemně proměnlivá v závislosti na použitém akustickém snímači, pohlaví a věku pacienta, šumu okolí a odrazu zvukových signálů od stěn.

7 VYHODNOCENÍ SIGNÁLU CHRÁPÁNÍ

Praktické zkoumání spolehlivosti systému detekovat chrápání byl v rámci závěrečného vyhodnocení vyzkoušen v programu MATLAB® v offline režimu. Jednotlivé nahrané signály prošly algoritmizací navržených příkazů zpracování signálu a následně byly podrobeny dalšímu algoritmu, který ve svém důsledku byl schopen vyhodnotit jednotlivé segmenty signálu. Vyhodnocení spočívalo ve vypsání programu, zda došlo ke chrápání a dokonce v jakém konkrétním čase.

Nahraný signál na následujícím obrázku 51 byl navrženým algoritmem vyhodnocen takto:

Čas detekce [s]	Správnost vyhodnocení
0,653	Ano
4,242	Ano
4,331	Ano
8,242	Ano
10,113	Ne
10,202	Ne



Obrázek 35: Ukázka vyhodnocení signálu ženského chrápání programem MATLAB® v případě prvního mikrofonu

Pro připomenutí segmentů aktivního signálu chrápání v případě tohoto nahraného signálu, jednalo se o segmenty v okolí 1. s, 5. s a mezi 8. a 9. s. Z obrázku lze tedy usoudit, že všechny aktivní segmenty byly detekovány. Jednalo se o vyhodnocení především začátku aktivního segmentu chrápání a dokonce algoritmus reaguje i opakovaně v daném segmentu. To v dané problematice nevádí, opačný děj by již problémem byl. Zároveň se však zde objevuje navíc detekce po 10. s, což jen dokazuje

větší citlivost algoritmu. Pokud ale uvažíme opačný případ, že by tedy algoritmus nezareagoval v případě naléhavosti, situace by se zcela obrátila a detekce by byla nespolehlivá. Za těchto okolností by to nemuselo být přínosné pro zdraví pacienta. Proto v celkovém měřítku o něco větší citlivost algoritmu nevadí. V zásadě se tedy podařilo dosáhnout spolehlivější detekce signálu chrápání.

Správnost detekce byla v tomto konkrétním případě 70 %, přičemž absolutně bylo vyhodnoceno 150 % událostí, tedy algoritmus detekuje chrápání častěji, než ve skutečnosti bylo, ale nestalo se, že by chrápání nedetekoval vůbec. Měření bylo opakováno 10 krát v různých situacích a parametry detekce se lišily do 10 %.

8 DISKUZE

Detekce a zpracování signálu chrápání bezkontaktním způsobem pomocí akustických senzorů se jeví jako výrazný pokrok ve snímání akustických signálů během spánkového režimu člověka. Snímání bezkontaktním způsobem je výhodné z hlediska nulového přechodového odporu mezi kůží a snímačem, ale za cenu šumu způsobeného okolními vlivy prostředí a podmínek snímání. Zásadní výhodou je, že k pacientovi nevede žádné kabelové vedení, což také minimalizuje šum a zajišťuje bezpečnější měření. Mezi další pozitiva ještě patří snadnost, efektivnost a v mnoha případech také ekonomická stránka, jež se v primárně týká dostupnosti přístrojového vybavení.

Problémem celého procesu je vytvoření snadného hodnotícího, avšak spolehlivého, algoritmu, který je stále ve vývoji z důvodu nedostatečných výzkumů. V budoucnosti snad lze očekávat vícečetné zkoumání v tomto směru zpravidla také díky přívlastku nemoci a tak i zdokonalování algoritmů až k úplné soběstačnosti detekční soustavy bez zdravotnického či odborného personálu.

Úskalí je možné vypožorovat právě v samotné spolehlivosti systému. Vše záleží na spoustě vnitřních i vnějších faktorů. Mezi ně lze zařadit např. typ senzoru a jeho citlivost, způsob monitorace, vybraný respondent nebo vlivy okolního prostředí. Realizace je tudíž náročná v ohledu na snadnou a spolehlivou detekci vzhledem k žádané objektivitě.

Využití výzkumného projektu lze vidět primárně v odvětví zdravotnickém ve spánkových laboratořích, kde se provádí polysomnografické vyšetření. Správnost detekce je závislá právě na použitých algoritmech a je hlavně důležitá v rámci celonočního snímání, kdy je nutná pro spolehlivé vyhodnocení aktuálního signálu chrápání. Na základě správnosti vyhodnocení lze určit diagnózu pacienta. Právě díky snímání pacienta po celou noc lze v případě vyhodnocení podezření na chrápání systém využít jako automatický alarm pro personál nebo přímo probudit pacienta různou formou. To samo o sobě nabízí využití systému i pro běžného člověka jako preventivní opatření v domácím prostředí.

9 NÁVRH DOPORUČENÍ PRO PRAXI

Přenesení jakýchkoli poznatků do praxe je předcházeno kaskádě různých měření a analýzami odpovídajících výsledků.

V sekci nahrávání signálu chrápání bezkontaktním způsobem jsem se soustředila na použití rozličných akustických senzorů. Díky různorodosti nahrávání bylo možné porovnat akustické senzory mezi sebou z hlediska kvality měření, náchylnosti na šum a vhodnosti pro tento výzkumný projekt a dospět tak k doporučení. V mém případě se nejlépe osvědčil dynamický mikrofon Shure SM58, a to už z hlediska jeho vyrovnané kardioidní směrové charakteristiky, čistého nahraného signálu a minimálního zachyceného šumu, což zjednodušuje a zkvalitňuje zpracování signálu vybraným softwarem.

Detekce a zpracování signálu chrápání je algoritmicky podchycena programovými kódy, které ve svém výsledku zlepšují dosavadní způsob detekce a zároveň se tak stávají spolehlivější. Systém může přispět ke zlepšení stanovení diagnóz pacienta a tudíž ke zkvalitnění života z hlediska zdravotního. K uvedení do praxe je třeba zajistit doporučený mikrofon, software a počítač pro zpracování dat. Příkazy a funkce z programu MATLAB[®] jsou tudíž také doporučeny pro praktické využití.

IV ZÁVĚR

První část bakalářské práce byla věnována studiu teoretické problematiky detekce chrápání, tedy seznámení se s nemocemi respiračního systému souvisejícími s dechovým apnoe, jeho detekcí a dostupným přístrojovým vybavením včetně algoritmizace současných diagnostických postupů a možnosti zpracování příslušného signálu.

V návaznosti na seznámení se s dostupným přístrojovým vybavením bylo provedeno softwarové měření signálu chrápání vybraným bezkontaktním způsobem pomocí programu Audacity[®] a ověření možností zpracování dat pomocí programu MATLAB[®]. Samotné vyhodnocování dat z realizovaných měření bylo zanalyzováno ve výsledcích zpracování signálu, tedy u příslušných grafů a tabulek, a dále ověřeno v konečné kapitole, jež pojednává o vyhodnocení spolehlivosti navržených algoritmů zpracování.

Algoritmický systém zpracování signálu byl ověřen z hlediska detekování a ukázal se jako jednoduchý, avšak spolehlivý, systém. To nadmíru splnilo požadavky dané problematiky, a tedy i cíle bakalářské práce.

Doplněním výsledků zpracování signálu je klasifikace signálu, která se věnuje algoritmickému rozpoznání signálu chrápání od dalších možných zvukových signálů během spánku. Tato část byla vypracována na základě výsledků výzkumu pro jednoznačnější charakterizaci signálu chrápání a náznak možnosti rozlišení zvukovým senzorem.

V SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

- [1] HOŘEJŠÍ, J. – překladatel. *Lidské tělo: srozumitelný a zevrubný průvodce po strukturách a funkcích lidského organismu*. Praha, Cesty, 1996, s 69 – 74, ISBN: 80-7181-093-2.
- [2] ROZMAN, J. a kolektiv. *Elektronické přístroje v lékařství*. Praha, Academia, 2006, s 23 – 48, ISBN: 80-200-1308-3.
- [3] BRTNÍK, B., MATOUŠEK D. *Algoritmy číslicového zpracování signálů*. Praha, BEN, 2011, kapitola 9 a 10, ISBN: 978-80-7300-402-6.
- [4] ĎAĎO, S., KREIDL, M. *Měřicí převodníky fyzikálních veličin*. Praha, Skriptum ČVUT FEL, 1990.
- [5] ĎAĎO, S. *Senzory a měřicí obvody*. Praha, Vydavatelství ČVUT, 1999, s. 13 – 18, ISBN: 80-01-02057-6.
- [6] ĎAĎO, S. *Analogové a číslicové měřicí přístroje II*. Praha, ČVUT, 1980, s. 77 – 79.
- [7] BRTNÍK, B. *Číslicové systémy*. Praha, BEN, 2011.
- [8] LEFEBVRE, E., MOREAU, R. *Snoring: Causes, diagnosis and treatment*. Nova science pub inc, 2011, s. 1 – 2, ISBN: 978-1-60876-215-6.
- [9] POSPÍŠILOVÁ, Blanka. Liberec – TUL: Přednášky ANTT. 2012.
- [10] KUDRNA, Petr. Liberec – TUL: Přednášky LPZ. 2013.
- [11] HOLADA, Miroslav. Liberec – TUL: Přednášky USS*Z. 2013.
- [12] HAVLÍK, Jan. Praha – ČVUT: Přednášky IPVZ. 2010.
- [13] *Spánková apnoe* [online]. [cit. 17. 8. 2014]. Dostupné na WWW: <<http://nemoci.vitalion.cz/spankova-apnoe/>>;
- [14] *Audio-technica PRO8 HeX hlavový mikrofon* [online]. [cit. 24. 6. 2015]. Dostupné na WWW: <<http://www.audiostar.cz/eshop-audio-technica-pro8-hex-hlavovy-dynamicky-mikrofon-372-776>>;
- [15] *Anatomie dýchacího systému* [online]. [cit. 5. 8. 2014]. Dostupné na WWW: <<http://adykacer.blog.cz/0811/3>>;
- [16] *Postavení hlasivek* [online]. [cit. 5. 8. 2014]. Dostupné na WWW: <<http://pfyziolffup.upol.cz/castwiki/?p=2661>>;

- [17] *Spánková medicína v pneumologii* [online]. [cit. 17. 8. 2014]. Dostupné na WWW: <<http://zdravi.e15.cz/clanek/postgradualni-medicina/spankova-medicina-v-pneumologii-obstrukcni-spankova-apnoe-460142>>;
- [18] *Centrum pro poruchu spánku u dětí* [online]. [cit. 17. 8. 2014]. Dostupné na WWW: <<http://www.fnmotol.cz/kliniky-a-oddeleni/cast-pro-deti/klinika-detske-neurologie-uk-2-lf-a-fn-motol/informace-pro-pacienty/centrum-pro-poruchu-spanku-u-deti/>>;
- [19] *Zvukové snímáče* [online]. [cit. 22. 8. 2014]. Dostupné na WWW: <www.fi.muni.cz/lemma/referaty/10/18.pdf>;
- [20] *Typy mikrofonů* [online]. [cit. 22. 8. 2014]. Dostupné na WWW: <<http://www.janzaudio.com/clanky/principy-a-typy-mikrofonnich-systemu.html>>;
- [21] *Tvorba spektrogramů a jejich zpětná syntéza* [online]. [cit. 4. 3. 2015]. Dostupné na WWW: <<http://www.ms.mff.cuni.cz/~kraj7am/big/bachelor.pdf>>;
- [22] *Akustické vlnění* [online]. [cit. 28. 2. 2015]. Dostupné na WWW: <http://www.studopory.vsb.cz/studijnimaterialy/Fyzikaprobakalare/PDF/1_8_3_akustika.pdf>;
- [23] *Weber-Fechnerův psychofyzikální zákon* [online]. [cit. 28. 2. 2015]. Dostupné na WWW: <<http://fyzika.jreichl.com/main.article/view/210-weber-fechneruv-psychofyzikalni-zakon>>;
- [24] *Analýza a zpracování signálu* [online]. [cit. 24. 8. 2014]. Dostupné na WWW: <http://www.kiv.zcu.cz/~mautner/Azs/Azs1_Uvod.pdf>;
- [25] *Signál a terminologie grafů* [online]. [cit. 24. 8. 2014]. Dostupné na WWW: <<http://tvorbawebu.wz.cz/faiirfe/help/signal.htm>>;
- [26] *Teorie signálů* [online]. [cit. 25. 8. 2014]. Dostupné na WWW: <<http://modulace.imatte.cz/teorie.php>>;
- [27] *Kvantování signálu* [online]. [cit. 18. 10. 2014]. Dostupné na WWW: <<http://fyzika.jreichl.com/main.article/view/1357-kvantovani-signalu>>;
- [28] *Konstrukce mikrofonů* [online]. [cit. 25. 12. 2014]. Dostupné na WWW: <http://www.elektroakustika.cz/types_microphones.html>;
- [29] *Rozpoznání slov diskrétního diktátu* [online]. [cit. 26. 1. 2015]. Dostupné na WWW: <https://dSPACE.upce.cz/bitstream/10195/36914/1/KociM_rozpoznani_slov_ZN_2010.pdf>;

- [30] *Diskrétní Fourierova transformace, váhování, spektrální analýza* [online]. [cit. 4. 1. 2015]. Dostupné na WWW: <<http://amber.feld.cvut.cz/vyu/zs/zs9/c8.htm>>;
- [31] B. Calabrese et al. *A System for the Analysis of Snore Signals*. Procedia Computer Science 4. 2011, 1101 – 1108.
- [32] Ch. Doukas et al. *Automated sleep breath disorders detection utilizing patient sound analysis*. Biomedical Signal Processing and Control 7. 2012, 256 – 264.
- [33] A. Yadollahi, Z. Moussavi. *Automated breath and snore sounds classification from tracheal and ambient sounds recordings*. Medical Engineering & Physics 32. 2010, 985 – 990.
- [34] QUINQUIS, A. *Digital Signal Processing using MATLAB®*. London, Hoboken, ISTE Ltd, John Wiley & Sons, Inc., 2008, ISBN: 978-1-84821-011-0.
- [35] M. Cavusoglu et al. *An efficient method for snore/nonsnore classification of sleep sounds*. Physiological Measurement 28. 2007, 1 – 13.
- [36] *Jak si vybrat mikrofon* [online]. [cit. 25. 1. 2015]. Dostupné na WWW: <http://www.elektroakustika.cz/eshop/index.php?route=information/information&information_id=4>;
- [37] *Kybernetika a řídicí technika* [online]. [cit. 26. 1. 2015]. Dostupné na WWW: <https://otik.uk.zcu.cz/bitstream/handle/11025/5847/BP_Pavel_Ptacek.pdf?sequence=1>;

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1: Anatomie dýchacího systému	80
Obrázek 2: Postavení hlasivek v hrtanu	80
Obrázek 3: Pětiminutový záznam polysomnografie	81
Obrázek 4: Příklad směrové charakteristiky mikrofonu	81
Obrázek 5: Příklad frekvenční charakteristiky dynamického mikrofonu	82
Obrázek 6: Schéma kapacitního mikrofonu	82
Obrázek 7: Schéma elektretového mikrofonu	82
Obrázek 8: Schéma dynamického mikrofonu	83
Obrázek 9: Schéma páskového mikrofonu	83
Obrázek 10: Vstupní signál znehodnocený šumem v čase	83
Obrázek 11: Vstupní signál v čase zbavený šumu	84
Obrázek 12: Převod analogového signálu do digitálního	84
Obrázek 13: Jednostranné amplitudové a fázové spektrum	84
Obrázek 14: Dvoustranné amplitudové a fázové spektrum	85
Obrázek 15: Ideální lineární filtry	85
Obrázek 16: IIR filtry	85
Obrázek 17: Umístění mikrofonu	30
Obrázek 18: Kulová a kardioidní směrová charakteristika mikrofonu	31
Obrázek 19: Mužský a ženský signál chrápání v případě prvního mikrofonu	32
Obrázek 20: Mužský a ženský signál chrápání v případě druhého mikrofonu	33
Obrázek 21: Mužský a ženský signál chrápání v případě třetího mikrofonu	33
Obrázek 22: Mužský a ženský signál chrápání v případě čtvrtého mikrofonu	34
Obrázek 23: Hammingovo okénko	36
Obrázek 24: Schéma tvorby spektrogramu	39
Obrázek 25: Diagram zpracování signálu chrápání	40
Obrázek 26: Energie a ZCR s příslušnými prahy u ženy – první mikrofon	40
Obrázek 27: Energie a ZCR s příslušnými prahy u muže – první mikrofon	41
Obrázek 28: Energie a ZCR s příslušnými prahy u ženy – druhý mikrofon	42
Obrázek 29: Energie a ZCR s příslušnými prahy u muže – druhý mikrofon	42
Obrázek 30: Energie a ZCR s příslušnými prahy u ženy – třetí mikrofon	43
Obrázek 31: Energie a ZCR s příslušnými prahy u muže – třetí mikrofon	44
Obrázek 32: Energie a ZCR s příslušnými prahy u ženy – čtvrtý mikrofon	44
Obrázek 33: Energie a ZCR s příslušnými prahy u muže – čtvrtý mikrofon	45
Obrázek 34: Spektrogram chrápání u ženy – první mikrofon	47
Obrázek 35: Spektrogram chrápání u muže – první mikrofon	48
Obrázek 36: Spektrogram chrápání u ženy – druhý mikrofon	49
Obrázek 37: Spektrogram chrápání u muže – druhý mikrofon	50
Obrázek 38: Spektrogram chrápání u ženy – třetí mikrofon	51
Obrázek 39: Spektrogram chrápání u muže – třetí mikrofon	52
Obrázek 40: Spektrogram chrápání u ženy – čtvrtý mikrofon	53
Obrázek 41: Spektrogram chrápání u muže – čtvrtý mikrofon	54

Obrázek 42: Detekce a zpracování signálu chrápání	56
Obrázek 43: Detekce a zpracování signálu dechu.....	57
Obrázek 44: Detekce a zpracování signálu zívání	58
Obrázek 45: Detekce a zpracování signálu kašlání.....	58
Obrázek 46: Detekce a zpracování signálu kýchání.....	59
Obrázek 47: Detekce a zpracování signálu řeči	59
Obrázek 48: Detekce a zpracování signálu mlaskání.....	60
Obrázek 49: Detekce a zpracování signálu mručení	61
Obrázek 50: Detekce a zpracování signálu vrzání	61
Obrázek 51: Ukázka vyhodnocení signálu ženského chrápání programem MATLAB® v případě prvního mikrofonu	63

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1: Přehled nahraných signálů a jejich charakteristik.....	32
Tabulka 2: Porovnání prahu energie a ZCR a jejich průměrů.....	46
Tabulka 3: Porovnání základní frekvence, šířky pásma a maximální normované amplitudy a jejich průměrů	55

SEZNAM PŘÍLOH

- A Obsah přiloženého DVD
- B Směrová charakteristika mikrofonu
- C Datasheet k dynamickému mikrofonu Shure SM58
- D Zdrojový kód algoritmů ze skriptu programu MATLAB[®]
- E Obrázky z teoretické části
- F Pokračování ve výzkumu

A Obsah přiloženého DVD

- Bakalářská práce v elektronické podobě
 - Název souboru: Bakalářská práce
 - Formát: PDF
- Datasheet k dynamickému mikrofonu SM58
 - Název souboru: Datasheet_SM58
 - Formát: PDF
- Nahrané signály v programu Audacity®
 - Název souborů:
 - Chrapani1Zena
 - Chrapani1Muz
 - Chrapani2Zena
 - Chrapani2Muz
 - Chrapani3Zena
 - Chrapani3Muz
 - Chrapani4Zena
 - Chrapani4Muz
 - Dech
 - Zivani
 - Kasel
 - Kychani
 - Mluva
 - Mlaskani
 - Mruceni
 - Vrzani_zidle
 - Mikrofon_smerova_charakteristika
 - Formát: WAV
- Zdrojový kód v programu MATLAB®
 - Název souborů:
 - Energie_ZCR_chrapani
 - Spektrogram_chrapani
 - Vse_klasifikace_chrapani
 - Vyhodnoceni_signalu
 - Vykresleni_smerove_charakteristiky
 - Formát: M-soubor

B Směrová charakteristika mikrofону

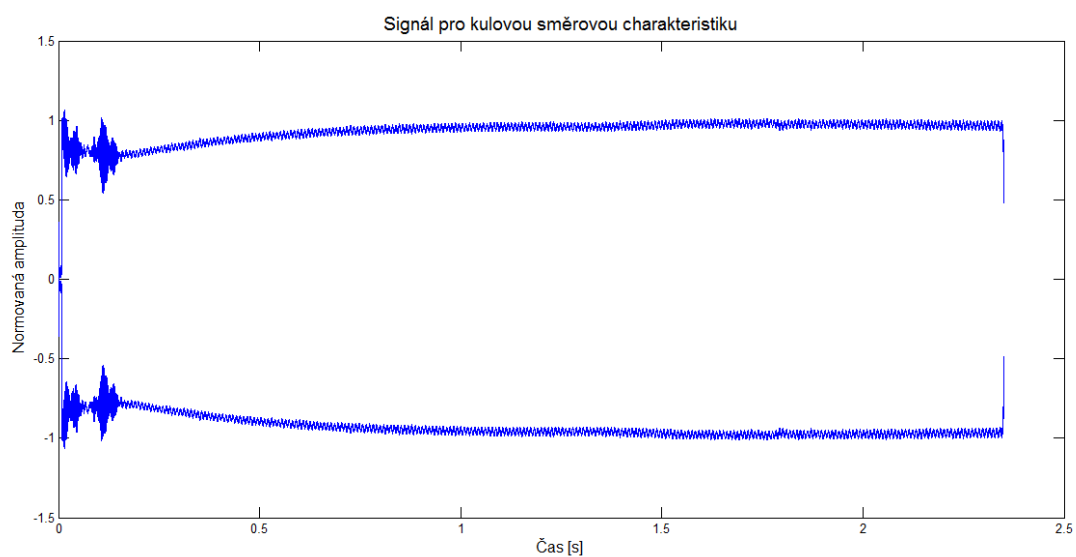
Kulová směrová charakteristika mikrofону byla změřena při generování sinusového impulsu o frekvenci 1 kHz jedním externím reproduktorem a nahrávána programem Audacity® o vzorkovací frekvenci 8 kHz a zesílení 10 dB. Příslušný mikrofon obkroužil reproduktor po kruhové dráze.

Zdrojový kód pro vykreslení signálu pro kulovou směrovou charakteristiku ve formě polárního grafu v programu MATLAB®:

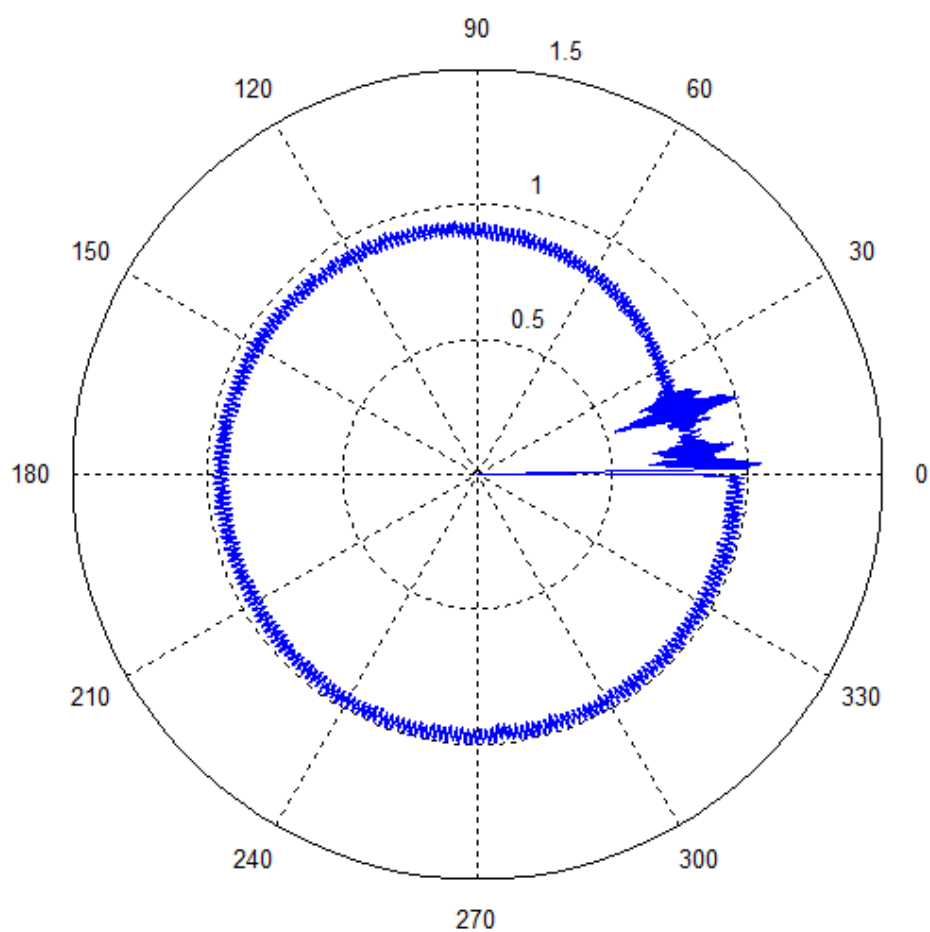
```
%Vykreslení signálu
t = 0:1/Fs:(length(sig1)-1)/Fs;
sig = hilbert (sig1/max(sig1));
env = abs (sig);
plot(t, env, 'b', 'LineWidth',1);
hold on
plot(t, -env, 'b', 'LineWidth',1);
ylim ([-1.5 1.5])
xlabel('Čas [s]', 'FontSize',12)
ylabel('Normovaná amplituda', 'FontSize',12)
title('Signál pro kulovou směrovou charakteristiku', 'FontSize',14)

%Polární graf
figure
par = 0:2*pi/(length(sig1)-1):2*pi;
obalka = hilbert (sig1);
envel = abs (obalka);
polar(par',envel);
title('Polární graf kulové směrové charakteristiky', 'FontSize',14)
```

Vykreslení signálu kulové směrové charakteristiky s polárním grafem této charakteristiky mikrofону v programu MATLAB® shlédneme v následujících grafech.



Polární graf kulové směrové charakteristiky



Kulová směrová charakteristika použitého mikrofonu byla měřením zcela potvrzena. Mikrofon tedy snímá akustické signály ze všech směrů.

Zdroj: autor

C Datasheet k dynamickému mikrofonu Shure SM58

Product Specifications

SM58® Cardioid Dynamic Microphone

Overview

The legendary SM58® is an industry-standard, highly versatile cardioid dynamic vocal microphone that is consistently the first choice of vocal performers around the globe. Even in extreme conditions, the SM58 is tailored to target the main sound source while minimizing background noise, delivering warm and clear vocal reproduction.

Features

- Frequency response tailored for vocals, with brightened midrange and bass rolloff
- Uniform cardioid pickup pattern isolates the main sound source and minimizes background noise
- Pneumatic shock-mount system cuts down handling noise
- Effective, built-in spherical wind and pop filter
- Supplied with break-resistant stand adapter which rotates 180 degrees
- Legendary Shure quality, ruggedness and reliability
- Cardioid (unidirectional) dynamic
- Frequency response: 50 to 15,000 Hz

Available Models

SM58-LC	Includes Stand Adapter and Zippered Pouch
SM58-CN	Includes 7.6 m (25 ft) XLR-Male to XLR-Female Cable, Swivel Adapter and a Zippered Pouch
SM58S	Includes Integrated On/Off Switch, Swivel Adapter and a Zippered Pouch

Specifications

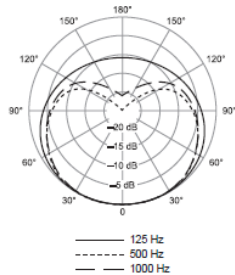
Type	Dynamic
Frequency Response	50 to 15,000 Hz
Polar Pattern	Cardioid
Sensitivity (at 1,000 Hz Open Circuit Voltage)	-54.5 dBV/Pa (1.85 mV) 1 Pa = 94 dB SPL
Impedance	Rated impedance is 150Ω (300Ω actual) for connection to microphone inputs rated low impedance
Polarity	Positive pressure on diaphragm produces positive voltage on pin 2 with respect to pin 3.
Case	Dark gray, enamel-painted, die cast metal; matte-finished, silver colored, spherical steel mesh grille
Connector	Three-pin professional audio connector (male XLR type)
Connector	Three-pin professional audio connector (male XLR type)
Net Weight	298 grams (10.5 oz)
Dimensions	162 mm (6-3/8 in.) L x 51 mm (2 in.) W



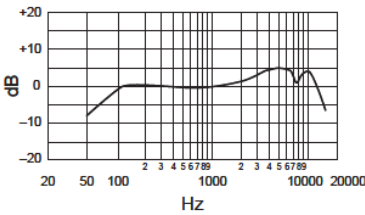
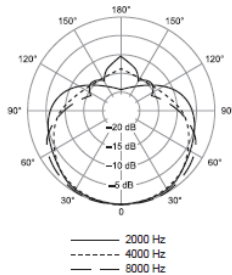
SM58

Optional Accessories and Replacement Parts

A58WS	Windscreens	A55M	Isolation Mount	C25F	7.6 m Cable (25 ft)
A25D	Microphone Clip	A26M	Dual Mount	RK143G	Screen and Grille
R59	Cartridge	S37A, S39A	Desk Stand		



Polar Pattern



Frequency Response

SHURE
LEGENDARY
PERFORMANCE™

www.shure.com

©2009 Shure Incorporated

D Zdrojový kód algoritmů ze skriptu programu MATLAB®

```
%Vymazání pracovního prostoru, okna příkazového řádku a parametrů
clc;
close all;
clear all;
echo off;           %vypnutí ozvěn příkazů ve všech skriptech

%Načtení signálu ve formátu WAV a výběr hodnot
[sig1, Fs, Nbits] = wavread('Chrapani1Zena.wav');
sig1 = sig1(:,1);

%Vykreslení signálu
subplot(3,1,1);
t = 0:1/Fs:(length(sig1)-1)/Fs;
plot(t, sig1);
xlabel('Čas [s]', 'FontSize', 12)
ylabel('Normovaná amplituda', 'FontSize', 12)
title('Signál chrápání', 'FontSize', 14)

%Konstanty
Fs = 8000;           %vzorkovací frekvence
NFFT = 128;          %počet vzorkovaných bodů
NOVERLAP = 64;        %překrytí vzorků
WINDOW = hamming(NFFT); %Hammingovo okénko

%Výpočet počtu průchodů nulou
for i = 1:1:floor((length(sig1)-64)/64)
    zcrSUM(i) = 0;
    for j = 3:1:128
        n = (i-1)*64+j-1;
        zcr(n) = abs(sign(sig1(n))-sign(sig1(n-1)));
        zcrSUM(i) = zcrSUM(i)+0.5*zcr(n);
    end;
end;

%Výpočet energie signálu
for i=1:1:floor((length(sig1)-64)/64)
    energieSUM(i) = 0;
    for j=2:1:128
        n = (i-1)*64+j-1;
        energie(n) = sig1(n)*sig1(n);
        energieSUM(i) = energieSUM(i)+energie(n);
    end;
end;
```

```

%Výpočet prahu počtu průchodů nulou a energie
a = 0.02;
b = 3; %zjištěné konstanty
c = 0.3;
ZC = sum(zcrSUM)/length(zcrSUM);
I1 = a*(max(energieSUM)-min(energieSUM))+min(energieSUM);
I2 = b*min(energieSUM);
Te = min(I1,I2) %práh energie
Tz = c*ZC %práh počtu průchodů nulou

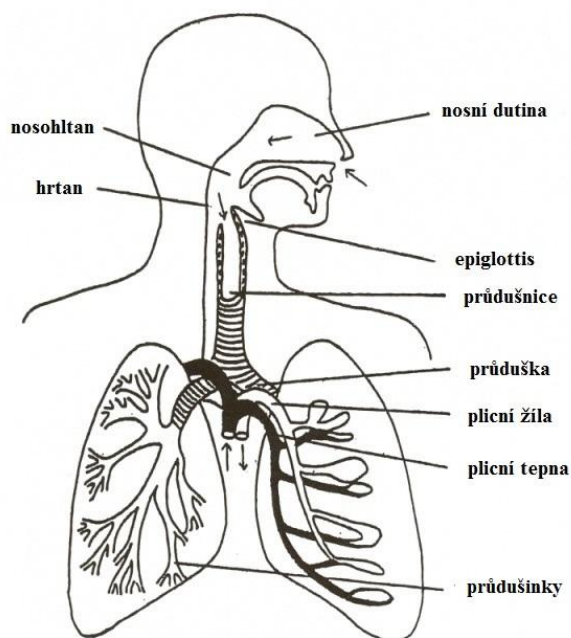
%Vykreslení počtu průchodů nulou, energie signálu a jejich prahů
subplot(3,1,3);
T = 0:1/(Fs/64-1):(length(zcrSUM)-1)/(Fs/64-1);
plot(T,zcrSUM);
xlabel('Čas [s]', 'FontSize',12)
ylabel('ZCR', 'FontSize',12)
title('Počet průchodů nulou', 'FontSize',14)
hold on
plot (T,Tz, 'r')

subplot(3,1,2);
Tt = 0:1/(Fs/64-1):(length(energieSUM)-1)/(Fs/64-1);
plot(Tt,energieSUM);
xlabel('Čas [s]', 'FontSize',12)
ylabel('Energie', 'FontSize',12)
title('Energie signálu', 'FontSize',14)
hold on
plot (Tt,Te, 'r')

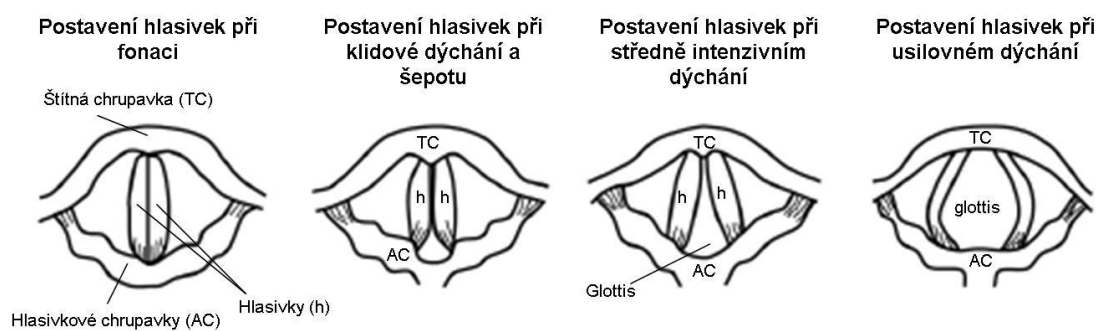
%Definice a vykreslení spektrogramu signálu
subplot(2,1,2);
[B,f,t] = spectrogram(sig1,WINDOW,NOVERLAP,NFFT,Fs);
imagesc(t,f,20*log10(abs(B))),axis xy,colormap(jet);
xlim ([0 12])
xlabel('Čas [s]', 'FontSize',12)
ylabel('Vzorkovací frekvence [Hz]', 'FontSize',12)
title('Spektrogram', 'FontSize',14)

```

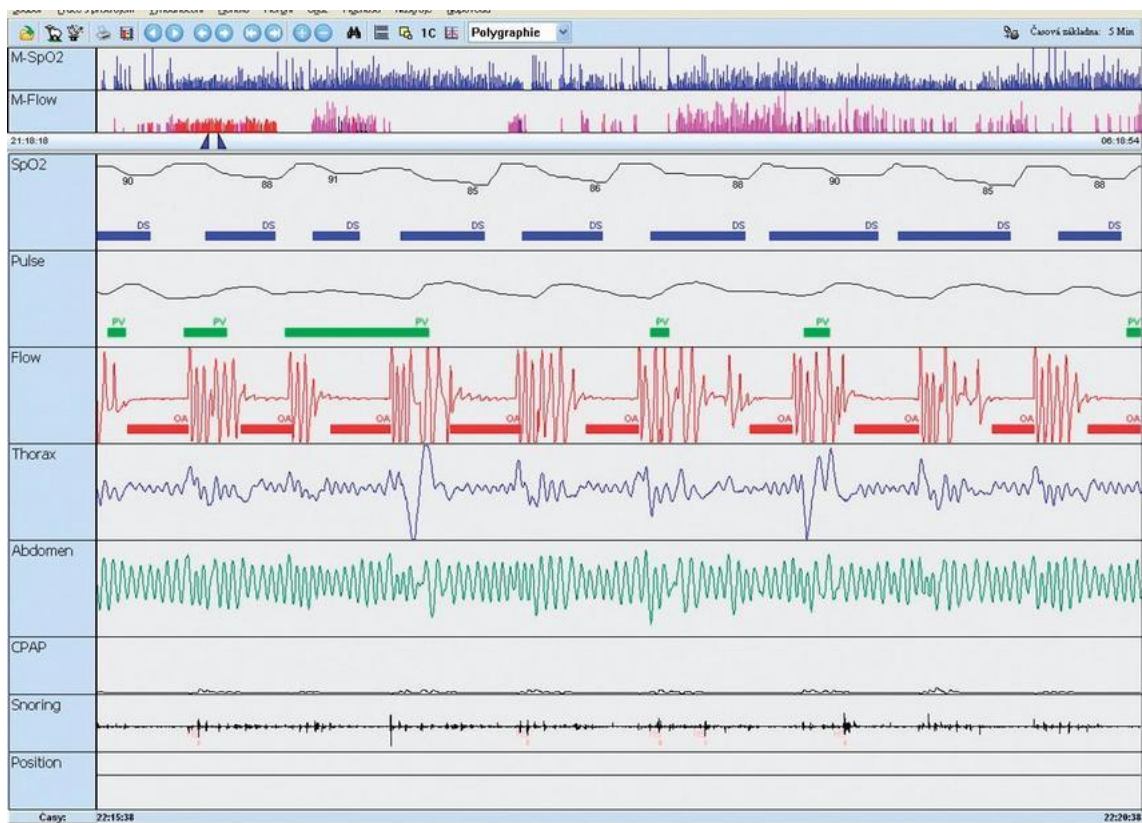
E Obrázky z teoretické části



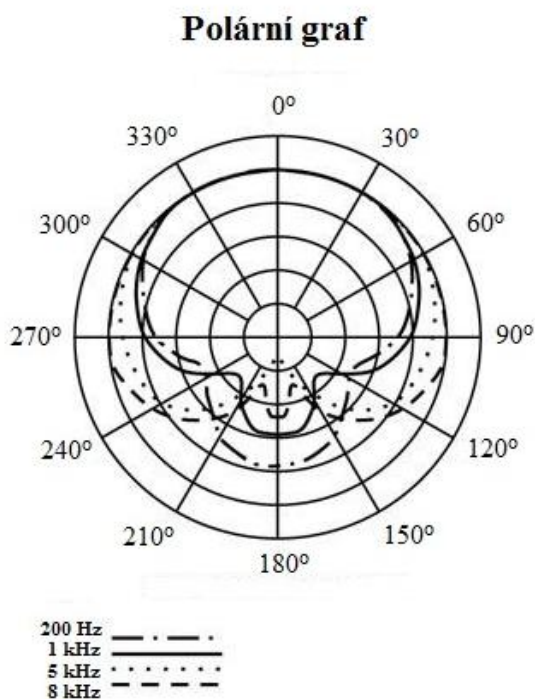
Obrázek 36: Anatomie dýchacího systému [15]



Obrázek 37: Postavení hlasivek v hrtanu [16]

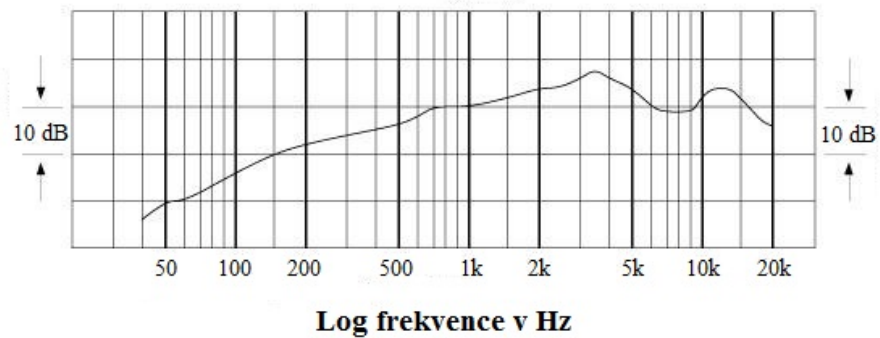


Obrázek 38: Pětiminutový záznam polysomnografie [17]

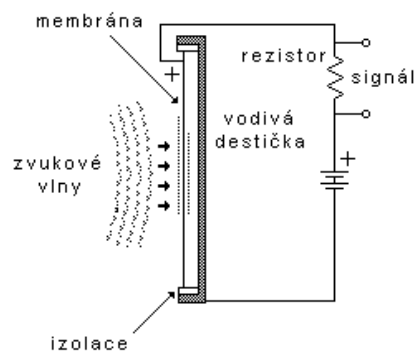


Obrázek 39: Příklad směrové charakteristiky mikrofону [14]

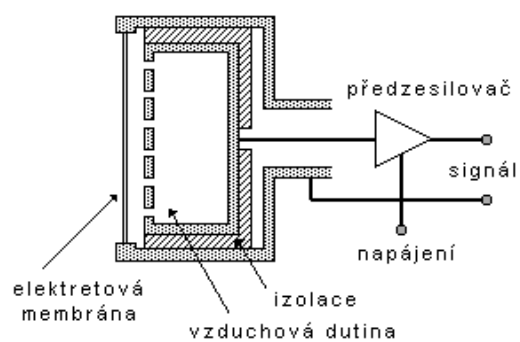
Frekvenční charakteristika dynamického mikrofonu



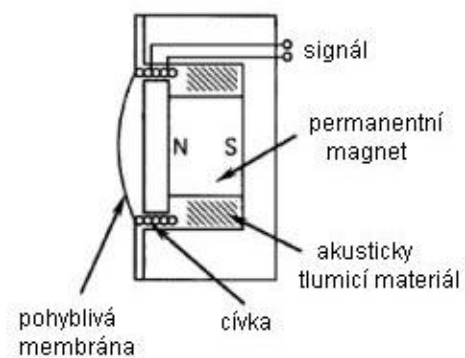
Obrázek 40: Příklad frekvenční charakteristiky dynamického mikrofonu [14]



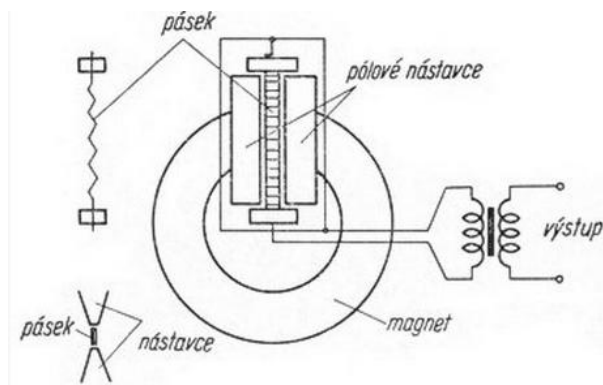
Obrázek 41: Schéma kapacitního mikrofonu [20]



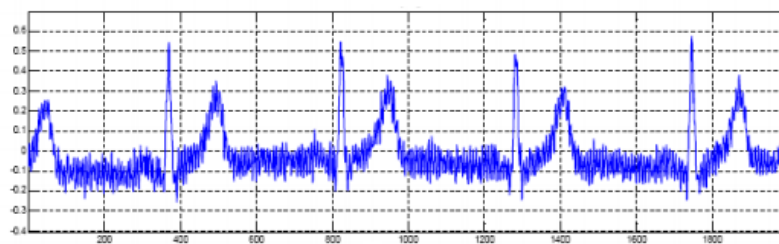
Obrázek 42: Schéma elektretového mikrofonu [20]



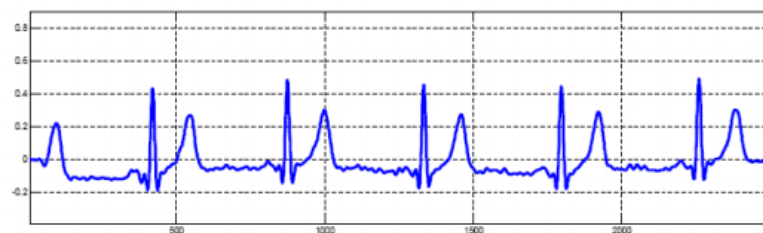
Obrázek 43: Schéma dynamického mikrofону [20]



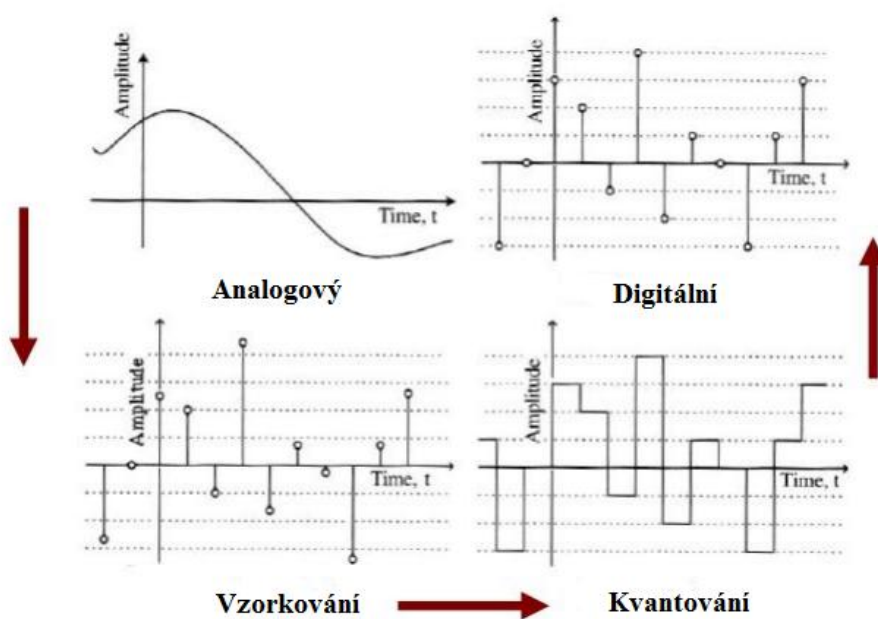
Obrázek 44: Schéma páskového mikrofону [28]



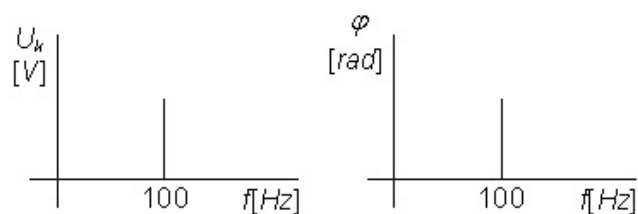
Obrázek 45: Vstupní signál znehodnocený šumem v čase [24]



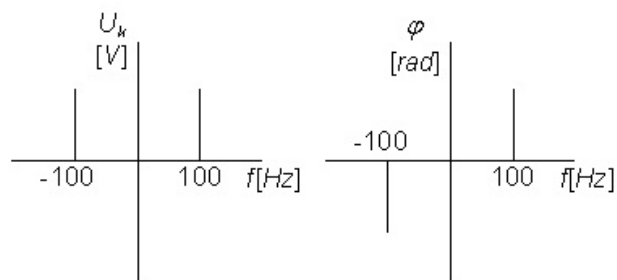
Obrázek 46: Vstupní signál v čase zbavený šumu [24]



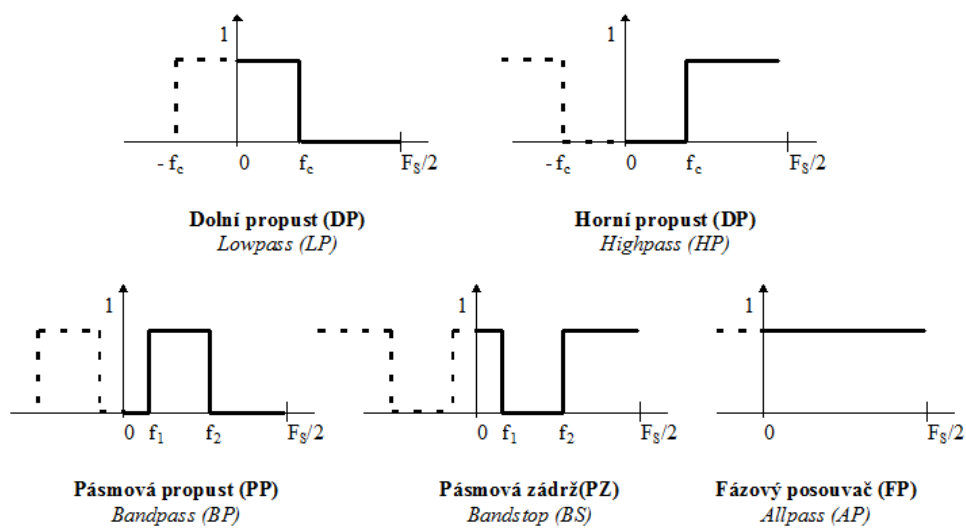
Obrázek 47: Převod analogového signálu do digitálního [24]



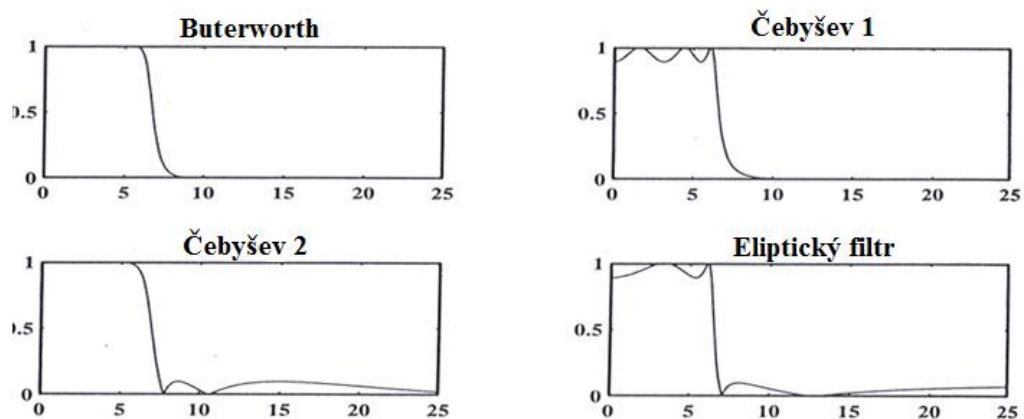
Obrázek 48: Jednostranné amplitudové a fázové spektrum [26]



Obrázek 49: Dvoustranné amplitudové a fázové spektrum [26]



Obrázek 50: Ideální lineární filtry [11]

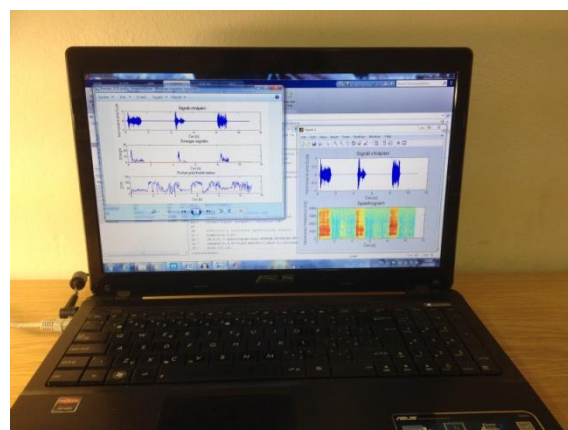


Obrázek 51: IIR filtry [11]

F Pokračování ve výzkumu

V návaznosti na tuto práci by bylo možné zautomatizovat systém až do roviny signalizace při případné detekci chrápání pacienta v nemocnici bez nutnosti neustálé obsluhy přístroje a kontroly monitorace. Dalším příkladem návazného výzkumu je rozlišení běžného život neohrožujícího chrápání od vážné fáze nemoci syndromu spánkového apnoe s akustickým projevem ve formě chrápání.

Tento předmět výzkumu se jeví jako další problematika vhodná k návrhu detekce a zpracování tohoto signálu chrápání a následného navržení čidla pro různou upozorňovací signalizaci pacienta k přerušení projevu progredující nemoci.



Zdroj: autor